Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität Marburg
Komm. Leiter: Prof. Dr. med. et Dr. med. dent. H. Hering

Vergleichende Untersuchungen über die Maßbeständigkeit von Prothesenbasen aus PVS- H und SUPERPOLYAMID nach intermittierender Druckbelastung

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Walter Decker
aus Bruchsal

Marburg 1973

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität Marburg
Komm. Leiter: Prof. Dr. med. et Dr. med. dent. H. Hering

Vergleichende Untersuchungen über die Maßbeständigkeit von Prothesenbasen aus PVS- H und SUPERPOLYAMID nach intermittierender Druckbelastung

INAUGURAL - DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Walter Decker
aus Bruchsal

Marburg 1973

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Angenommen von dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps - Universität Marburg a.d.Lahn
am: 10. Juli 1973

gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches
Dekan: Prof. Dr. H. OEPEN
Referent: Prof. Dr. G. JANKE
Correferent: Prof. Dr. H. SCHNELL

Meinen Eltern

In Dankbarkeit gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
I.	EINLEITUNG und AUFGABENSTELLUNG	1
II.	DIE SPRITZGUSSVERFAHREN	6
III.	BESCHREIBUNG DER VERWENDETEN KUNSTSTOFFE	9
IV.	DAS POLYAPRESS SPRITZGUSSGERÄT	11
V.	HERSTELLUNG DER KUNSTSTOFFPRÜFKÖRPER a) Anfertigung der Gipsmodelle b) Verarbeitung von PVS- H und SUPERPOLYAMID	12
VI.	ANFERTIGUNG VON MODELLEN MIT ELASTISCHER AUFLAGE	14
VII.	VERSUCHSANORDNUNG UND VERSUCHSDURCHFÜHRUNG	17
VIII.	AUSMESSEN DER KUNSTSTOFFPRÜFKÖRPER a) horizontal b) vertikal	2o
IX.	ERGEBNISSE a) Tabellen b) Graphische Darstellung	24 49
X.	DISKUSSION DER MESSERGEBNISSE	56
XI.	ZUSAMMENFASSUNG	63
XII.	LITERATURVERZEICHNIS	65

1. EINLEITUNG UND AUFGABENSTELLUNG

Wie G. JANKE (14) in seinem Vortrag anlässlich der Tagung der " Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde " in Hamburg schon sagte, muss sich die werkstoffkundliche Forschung auf unserem Gebiete nach den Forderungen der Klinik richten. Vielleicht sollte dem Problem der Massgenauigkeit und der Massbeständigkeit von Prothesen erhöhte Beachtung geschenkt werden. " So führt z.B. eine Schrumpfung der lateralen Prothesenteile um 1/3 mm für die Dauer der Tragezeit zu einer Durchblutungsstörung der Schleim - haut dieses Gebietes und bei längerem Anhalten dieses Zustandes muss es regelmäßig zum Kammschwund kommen."
Nach dem jetzigen Stand der Forschung entsprechen die Kunststoffe, in ihrer Gesamtheit betrachtet, am ehesten den Anforderungen, die heute an ein Prothesenmaterial gestellt werden. G. JANKE (16) denkt hierbei an folgende Kriterien:

1. Unschädlichkeit
2. Sterilisierbarkeit
3. gute Passform
4. Massbeständigkeit
5. ausreichende Bruchfestigkeit
6. unauffälliges appetitliches Aussehen

Hinsichtlich der Passgenauigkeit von zahnärztlichen Prothesenmaterialien und die sich einstellenden Formveränderungen von Prothesen während des Herstellungsprozesses sind schon zahlreiche Untersuchungen angestellt und veröffentlicht worden (G. AST (1), P.M. BUDZINSKI (4), M. BÜTTNER (5), I. GALLATI (6)). Aber über die Massbeständigkeit, die nach G.JANKE (16) ebenso wichtig ist wie die gute Passform, ist

wenig bekannt.
Im Munde sind die Kunststoffprothesen den ver - schiedensten Einflüssen unterworfen, wie :

1. Intermittierende mechanische Belastung durch den Kauakt.
2. Wechsel des Milieus bezüglich der Temperatur.
3. Wechselnde Zusammensetzung der umgebenden Flüssigkeit.
4. Austrocknung.

Die Bruchfestigkeit eines Stoffes vereinigt all die Eigenschaften, die einem Bruch entgegenwirken, und die ausschließlich vom Verhältnis der Einzelmoleküle zueinander abhängig sind. Bei absolut starrer Prothese werden die Kaukräfte gleichmäßig auf Schleimhaut und Kieferknochen übertragen. Ist nun aber das Prothesenmaterial sehr elastisch, dann kommt es zur Verformung der Prothese unter der Kaukraft und die Verteilung der Kräfte auf das Prothesenlager ist nicht mehr gleichmäßig, sondern die Schleimhaut des Alveolarkammes wird nun nur an begrenzten Bezirken belastet. Durch die übermäßig gesteigerten funktionellen Reize kommt es nach K. HÄUPL (9) nicht zur funktionellen Anpassung des Gewebes sondern zur Auflockerung, bedingt durch den Reizzustand der Gefäße und durch die gesteigerte Transudation. Es tritt noch eine gleichzeitig einsetzende Zellvermehrung hinzu, die zur Erhöhung des Blut - und Gewebedrucks führt und osteoklastische Vorgänge im Kieferknochen zur Folge hat. So kommt es zu einer Atrophie des alveolären Knochens, auf dem die Weichteile hahnenkammförmig aufliegen. Ein Schlotterkamm entsteht. Die Prothese liegt dann an diesen Stellen dem Kiefer nicht mehr genau auf. Ein elastisches Prothesenmaterial wird nun nicht gleich bei Kaudruck -

belastung brechen und noch weiteren Schaden am Prothesenlager anrichten. Deshalb vertritt G. HUPFAUF (13) die Ansicht, daß eine weitere Erhöhung der Bruchfestigkeit von fraglichem Nutzen sei, da doch erst der Bruch einer Prothese den Patienten zwingt, uns aufzusuchen.
Hier liegt dann in vielen Fällen ein Biegungsbruch vor, der durch eine unterfütterungsbedürftige Prothese verursacht wurde. Nur die durch einen Bruch für den Träger unbrauchbar gewordene Prothese gibt uns also die Möglichkeit " hohliegende Stellen" aufzufüllen und weitere Schäden des Alveolarfortsatzes zu verhindern.

Das bisher Ausgeführte läßt einen engen Zusammenhang zwischen Massbeständigkeit bzw. Formtreue und Bruchfestigkeit vermuten. Oder anders ausgedrückt: Die Bruchfestigkeit eines bestimmten Prothesenmaterials ist neben verschiedenen Faktoren wie z.B. Dauerbiegefestigkeit, Schlagbiegefestigkeit,Elastizitätsmodul, Größe der Kaukraft und Dicke der Basisplatte auch in hohem Maße von der Massbeständigkeit abhängig.
Wie bereits erwähnt, sind bis heute recht wenige Arbeiten bekannt, die Aufschluß über die Formtreue eines Prothesenwerkstoffes unter Belastung Auskunft geben. R.VOSS (32) be- und entlastete Prüfstäbe aus Paladon mit einer bestimmten Last, übertrug die Versuchsergebnisse auf das Verhalten einer Prothese im Munde des Patienten und stellte fest, daß sich diese nach dem Zubeißen aufbiegt. Bei 10 Patienten eingegliederte Kontrollprothesen bestätigten den Laborversuch. Alle Prothesen waren im Sinne einer elastischen Nachwirkung verformt. Untersuchungen von H. SCHWICKERATH (26) mit Prüfstäben besagen, daß sich 93 % der Verformungen

wieder zurückstellen, ein direkter Wert der bleibenden Verformung bei den Akrylaten aber nicht angegeben werden kann.
Über die Formtreue von Prothesen in der Gebrauchsphase, hergestellt aus Heiss - und Kaltpolymerisation amerikanischen Fabrikats, liegt von E.W. MOVERY (22) eine aufschlußreiche Arbeit vor. Er stellte im Bereich des Ventilrandes eine negative transversale Verformung von - 0,1 mm fest.

Zu ähnlichen Ergebnissen wie E.W. MOVERY (22) kam D. KRAUL (20), der stilisierte Prothesenbasen auf einem elastischen Druckpolster intermittierend belastete. Auf diese Arbeit soll später im Vergleich zu eigenen Messungen genauer eingegangen werden.

I.B. WOELFEL ,G.C.PFAFFENBARGER und W.T.SWEENY (34) untersuchten Veränderungen an 73 klinisch gebrauchten Prothesen und fanden eine lineare Expansion im hinteren Teil der Prothese von 0,02 % bis 1,6 %.
Während H. SCHWICKERATH (27) zur Feststellung der Biegefähigkeit eines Kunststoffstäbchens in Anlehnung an die FDI Spezifikation vorschlägt, gibt W. HERRMANN (10) einer von ihm skizzierten Prüfmaschine den Vorzug, in der stilisierte Oberkieferprothesen belastet werden können und damit relative Vergleiche auf Elastizität und Dauerbiegefestigkeit zu einem Bezugsstoff mit großer Elastizität (Kautschuk) gewonnen werden können. H. SCHWICKERATH (27) wiederum bezeichnet diese Maschine als ungeeignet, weil sie keine exakt vergleichbaren Werte liefert, da die Beanspruchung des Materials nicht definiert ist. Da bei jedem Kauvorgang eine Prothese be - und entlastet wird, sollen deshalb in dieser Arbeit in Anlehnung an die Arbeit von

D. KRAUL (20), Versuche unternommen werden, die den physiologischen Verhältnissen nahekommen. Als Versuchskörper dienen stilisierte Oberkieferprothesenbasen aus den Materialien PVS- H und SUPERPOLYAMID, die auf einem elastischen Druck - polster ruhend intermittierend belastet und anschließend hinsichtlich ihrer Formtreue miteinander verglichen werden.

Nachdem D. KRAUL (20) die im chemoplastischen Verfahren hergestellen Prothesenbasen aus PALADON und PALAPRESS untersucht hatte, stellte ich mir die Aufgabe, das Verhalten der im sogenannten thermoplastischen Verfahren hergestellten Prothesenbasen zu untersuchen.

II. DIE SPRITZVERFAHREN

Die Metakrylate sind seit Jahren bekannt und haben sich auch bestens für die Herstellung von Zahnersatz bewährt. Da aber auch der ideale Prothesenwerkstoff noch nicht gefunden ist, öffnet sich vielleicht der Zahntechnik ein Fortschritt durch Verwendung von neuen Kunststoffen, die sich nicht durch Anteigen von Polymeren und Monomeren verarbeiten lassen, sondern im Spritzverfahren hergestellt werden. Man unterscheidet zwei Arten von Spritzverfahren: das Spritzgiessen und das Spritzpressen.

Das SPRITZGIESSEN (thermoplastisches Verfahren).

Der Begriff des Spritzgiessens stammt aus dem Anfang des 19. Jahrhunderts. Damals wurde dieses Verfahren zur Herstellung von Drucktypen und Wort - stücken angewendet.

Es eignen sich nur solche Kunststoffe für die Verarbeitung im Spritzgussverfahren, die durch Erwärmung erweichen, d.h. der fertige polymerisierte Kunststoff wird in einem beheizten Zylinder erweicht und mit Druck in die Form gespritzt, wo die Masse dann erstarrt. Nach M.E.LAEIS (21) sollte die Höchstwandstärke 3 mm nicht übersteigen, da sonst die Schrumpfung nicht im Rahmen der zu vertretenden Schrumpfung von 0,6 % zu liegen kommt. Es können nur fadenförmige Makromoleküle nicht zu großer Kettenlänge verarbeitet werden.

Das SPRITZPRESSEN (chemoplastisches Verfahren)

Im Gegensatz zum Spritzgiessen wird hier nicht vom fertigen Kunststoff ausgegangen, sondern vom Ausgangs-

produkt, dem Monomer, das mit dem polymeren Pulver angeteigt wird und dann kalt oder bis zur plastischen Verformbarkeit erwärmt in die Form gepresst wird. Mit Hilfe dieses Systems können auch Gegenstände aus vernetztem Material hergestellt werden, weil das den Kunststoff auszeichnende Netzwerk erst innerhalb der Form zur Ausbildung kommt. Andererseits besitzt dieses Verfahren auch den Vorteil, daß auch fadenförmige Kunststoffe mit längeren Ketten und höherem Molekulargewicht als beim Spritzguss verarbeitet werden können.
Eine vergleichende Übersicht zeigt G. JANKE (14):

SPRITZGIESSEN (thermoplastisch)	SPRITZPRESSEN (chemoplastisch)
Verarbeitungsmöglichkeit neuer thermoplastischer Massen: Nylon, Perlon, Makrolon, Lexan.	Verarbeitung derartiger Massen nicht möglich.
Verkürzung der von Beginn an kürzeren Ketten. Keine Möglichkeit der Vernetzung. Anfällig gegen Craquelierung.	Verlängerung der von Beginn an längeren Ketten mit Möglichkeit der Vernetzung: hohe Warm- und Dauerfestigkeit, beständiger gegen Rissbildung.
Strömungsbedingte Anisotropie, d.h. Orientierung und Streckung der Moleküle, starke innere Spannungen. Unterschiedliche Festigkeit in verschiedenen Richtungen.	Geringe oder keine Ausrichtung und Streckung der Moleküle, geringe innere Spannungen. Gleiche Festigkeit in allen Richtungen.
Schnelle Abkühlung: ungleichmäßige Schrumpfung, Verwerfung der Prothese, Spannungen, kalter Fluss.	Langsame lineare Abkühlung: bessere Schrumpfungsbedingungen, größere Passgenauigkeit, geringere Spannungen.
Inhomogenitäten (Strömungslunker)	Homogene Struktur

Schnellster Massefluss: schlechte Verbindung mit den künstlichen Zähnen.Springen von Porzellan - zähnen,Verdrängung der Klammer - enden.

Langsamer Massefluss: durch Polymerisation gute Verbindung mit den künstlichen Zähnen, keine Beschädigung derselben,keine Verdrängung derselben.

III. BESCHREIBUNG DER VERWENDETEN KUNSTSTOFFE

PVS-H

Der Prothesenkunststoff PVS- H ist ein spritzbares modifiziertes Methacrylat, dessen Zusammensetzung von der Herstellerfirma nicht näher erläutert wird.

Beim PVS- H (Polyan) handelt es sich um einen unvernetzten Kunststoff (Thermoplast) dessen Aufbau aus Fadenmolekülen besteht, die verknäult und ineinander verschlungen verlaufen. Die Plastifizierung unter Wärmeeinfluß ist dem Schmelzvorgang vergleichbar, es wird aber hier- einem Lösungsvorgang ähnlich- nur die Kraft der Sekundärvalenzen überwunden, so daß die Ketten aneinander vorbeigleiten können und ein Spritzen möglich wird, Thermoplaste, die aus längeren Ketten bestehen und dementsprechend ein höheres Molekulargewicht haben, sind nicht spritzbar, weil hier die langen Fadenmoleküle Knoten und Schlaufen bilden, die nicht entwirrbar sind.
PVS- H (Polyan) wird mit zehn atü Druck und 240 Grad verspritzt und es kann mit Kaltpolymerisation unterfüttert , erweitert und gegebenenfalls auch repariert werden.

SPA (Superpolyamid)

Das SPA ist ein Prothesenwerkstoff auf Polyamidbasis (Nylon), der nur mit Hilfe des Spritzgussverfahrens verformt und verarbeitet werden kann. Nylon ist ein lineares Polykondensat von Hexamethyldiamin und Adipinsäure und besitzt hinsichtlich des Molekülaufbaues ein amorphes und quasikristallines Gefüge.
Die an sich amorphe Grundsubstanz ist mit kristallinen Bereichen durchsetzt, die bei langsamem Abkühlen aus der Schmelze vermehrt vorhanden sind und dement - sprechend das Material härter, steifer und abriebfester machen, andererseits wird das Material aber flexibler,

wenn abgeschreckt wird, weil dann ein höherer amorpher Anteil bestehen bleibt.

Die kristallinen Bereiche können einmal durch Parallelisierung von Ketten oder aber auch durch enge Faltung des gesamten Moleküls zustande kommen. Die Struktur verleiht dem Material eine ausgeprägte Dauerbiegefestigkeit. Die Polyamide sind geruchlos und Austrockung führt zur Versprödung des Materials. SPA wird mit 6 atü Druck und mit 23o Grad verspritzt. Die Ausarbeitung ist langwierig und Unterfütterungen sowie Erweiterungen sind mit Kaltplasten nicht möglich.

Die Prothesenkunststoffe PVS- H und SPA werden als Granulat in verschieden großen Kartuschen geliefert. Das Kartuschensystem der Fa. Polyapress besitzt den Vorteil, daß der Kunststoff von der Kartusche direkt in die Küvette gespritzt wird und somit mit dem Heizzylinder nicht in Berührung kommt. Das bedingt eine saubere und einfache Verarbeitung.

IV. DAS POLYAPRESS-SPRITZGUSSGERÄT

Nach M.E. LAEIS (21) ist 1849 das eigentliche Geburtsjahr für das Spritzgussverfahren.
In der Industrie werden schon seit langem Kunststoffe mit Spritzautomaten verarbeitet, die mit einem Massezylinder versehen die Möglichkeit bieten, Massenartikel serienweise herzustellen. Da es sich im Dentalbereich um individuelle Einzelstücke handelt, wofür keine Stahlformen graviert und keine Probestücke gespritzt werden können - der Spritzguss also schon beim " ersten Schuss " gelingen muß - konnte sich das in der Industrie angewandte Verfahren für den Bereich der Zahntechnik nicht durchsetzen.
Die Firma POLYAPRESS entwickelte deshalb ein Gerät, das dem Dentalbereich gerechter wird. Der Kunststoff wird nicht in einem speziellen Massezylinder gespeichert, sondern es wird jeweils nur eine Kartusche, d.h. eine Blechhülse, in der sich das gewünschte Material in Granulatform befindet in das Gerät eingebracht , vorgewärmt und gespritzt.
Das hat den Vorteil der einfachen und sauberen Verarbeitung, der fabrikmäßig hergestellte Werkstoff schließt fehlerhafte Mischverhältnisse aus und kann optimal verarbeitet werden. Außerdem wird der Kunststoff nur einmal erhitzt und der nicht verbrauchte Rest weggeworfen. Weiterhin bietet das Kartuschensystem den Vorteil, daß kurz hintereinander verschiedene Kunststoffe gespritzt werden können.

Das Einspritzen bzw. Einpressen hat nach G.JANKE (15) folgende Vorteile:

1. Zwischen - und Probepressen fällt fort,
2. es treten keine Bisserhöhungen auf,
3. Pressfahnen fallen fort,
4. Vermeidung von Poren und Blasen

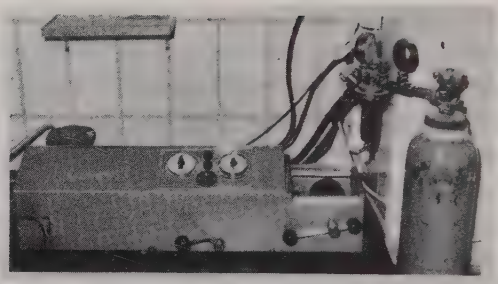


Abb.1

Das POLYAPRESS-Spritzgussgerät

V. HERSTELLUNG DER KUNSTSTOFFPRÜFKÖRPER

a. Anfertigung der Gipsmodelle

Zur Herstellung der Kunststoffprüfkörper wird ein Messingmodell verwendet, das in der Form einer zahnlosen stilisierten Oberkieferprothese entspricht.

Abb.2

Messingkörper von oben nach unten gesehen.

Dieser Messingkörper hat im Bereich der Umschlagfalte (gingival) und im Bereich des Alveolarkammes (gingival und incisal-occlusal) jeweils eine Messrille, die für die horizontalen Messungen geeignet sind. Die horizontalen Flächen verlaufen planparallel und stellen somit Bezugsflächen für die vertikalen Messungen dar. Durch Ausgiessen der Unterfläche des Messingkörpers mit Moldano (Hartgips der Fa. BAYER) werden Meistermodelle im Wasser-Pulververhältnis: 100 g Pulver zu 33 ccm Wasser hergestellt. Es wird ausschließlich Moldano aus ein und derselben Abfüllung verwendet, um eventuelle Schwankungen in der Güte des Materials aus dem Wege zu gehen.

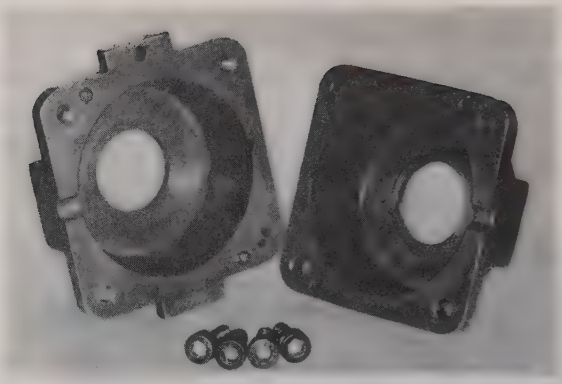


Abb.3
POLYAPRESS-Küvette

Die Meistermodelle werden nun mit aufgesetztem Messingkörper in die leicht mit Vaseline eingefettete POLYAPRESS-Küvette eingebettet. Nach Anbringung des Spritzkanals mittels einer der Einspritzöffnung angepassten Wachsrolle und Isolierung mit Kisol (Fa. KETTENBACH), wird die Matrize mit Patrize verschraubt und der Gegenguss angefertigt. Zur Einbettung wurde ebenfalls Moldano im angegebenen Mischungsverhältnis verwendet.

Abb.4
Eingebettetes Meistermodell mit aufgesetztem Messingkörper und angebrachtem Spritzkanal.

Nach Erhärten des Gipses wird der Messingkörper entfernt, das Wachs ausgebrüht, und wir gewinnen dadurch die reproduzierbare Hohlform.

b. Verarbeitung von PVS- H und SUPERPOLYAMID

Nach dem Ausbrühen lässt man die Küvette ca. 6- 7 Minuten abdampfen. Anschließend wird mit POlyapress Isoliermittel einmal hauchdünn mittels eines weichen Haarpinsels isoliert. Nach erfolgter Trocknung der Isolierung werden die beiden Spritzgussküvettenhälften mit Hilfe von 4 Schrauben fest verschlossen. Der Arbeitsvorgang des Spritzgiessens ist durch die drei wichtigen Komponenten-Temperatur, Zeit und Druck-bestimmt. Zuerst wird am Spritzgussgerät die erforderliche Betriebstemperatur eingestellt. Ist diese erreicht, wird die leicht eingefettete Kartusche so in den Heizzylinder eingeführt, daß die Membrane in Richtung Küvettenraum reicht. Anschließend wird die Küvette in den dafür vorgesehenen Küvettenraum gesetzt und arretiert. Nach beendeter Vorwärmezeit der Kartusche und nach Erreichen der Spritztemperatur wird das Druckventil geöffnet- der Spritzvorgang findet statt. Das Druckventil muß eine Minute geöffnet bleiben, damit der Nachdruck auf die Kartusche einwirken kann, um einen Rückfluß des Prothesenmaterials zu verhindern. Vor dem Ausbetten wird die Küvette ca. 1o - 15 Minuten luftgekühlt und anschließend noch wassergekühlt. Insgesamt werden 44 Kunststoffprüfkörper hergestellt, 22 aus PVS-H und 22 aus SUPERPOLYAMID.

VI. ANFERTIGUNG VON MODELLEN MIT ELASTISCHER AUFLAGE

Nach einem Vorschlag von JANKE sollen die Kunststoffprüfkörper auf einem elastischen Polster intermittierenden Druckbelastungen ausgesetzt werden, um durch anschließende Messungen eine Aussage über die Formtreue der beiden Prothesenkunststoffe PVS- H und SUPERPOLYAMID machen zu können.
Um diese Aufgabe erfüllen zu können war es nötig, ein Material zu finden, das den natürlichen Gegebenheiten der Gingiva , insbesondere der Schleimhautresilienz nahekommt.

1910 prägten die Gebrüder GREEN (8) den Begriff der sogenannten Schleimhautresilienz und verstanden darunter die Nachgiebigkeit der Gewebe wie Schleimhaut, Knorpel und Knochen unter Druck.

H.UHLIG (31) stellt sich das Weichgewebeteguments der Gingiva als ein Maschenwerk organischer Substanzen vor, das durch einen sehr hohen Prozentsatz extra - und intravasaler Gewebsflüssigkeit in seiner Zustandsform gehalten wird. Er schlägt als Unterbegriffe " Spontankompressibilität", worunter er das Verhalten des Schleimhautpolsters unter Prothesen bei sporadischem Flächendruck versteht und " An - passungsdeformation" vor, wobei UHLIG unter dem letztgenannten eine Erscheinung meint, die erst nach Stunden oder Tagen in dem Umfang auftritt, wie eine permanente Verschiebung der Flüssigkeitsmenge des Schleimhautpolsters bzw. eine Umleitung der Durchströmung möglich ist.

B.BONYHARD (3) stellte unter partiellen Prothesensätteln eine Gewebenachgiebigkeit von 0,2 - 0,6 mm fest. Mit einem Kompressionstiefenmesser ermittelte E. GIGER (7) die Eindrückbarkeit der Oberkieferschleimhaut durch Belastung mit einer Kugel von 9 mm

Durchmesser unter 2oo g Gewichtseinwirkung und stellte Werte fest, die zwischen o,4 mm und 3,3 mm liegen. M. SPRENG (29) fand eine Nachgiebigkeit des Prothesenlagers von 1,3 mm.
L. BELGER (2) und A. KANTOROWICZ (17) geben eine Resilienz von o,3 - 1,5 mm bei einem Kaudruck von 6 - 7 kg/cm^2 an .
Von B. STEIGER (3o) angestellte Untersuchungen über die Schleimhautresilienz ergaben Werte, die zwischen o,4 und 2,o mm liegen.
Die Kaukraftentfaltung bei totalen Prothesen ist abhängig von der Sensibilität und Tastgefühl der Schleimhaut,beeinflußt natürlich von der druckauslösenden Fläche der Prothese. Außerdem dürfen die auftretenden Drücke die Schmerzschwelle bei Bewußtsein nicht erreichen. So ermittelte H.UHLIG (31) bei totalen Prothesen Kieferschlußkräfte, die unterschiedlich unter 4 kg/cm^2 liegen.
Ch. ROHRBACH und K. EICHNER (23) stellten im Bereich der ersten Molaren bei der Zerkleinerung verschiedener Nahrungsmittel Kaukräfte zwischen 5,2 und 14,5 kp fest.
Untersuchungen von S. SCHREIBER (25) ergaben, daß die durchschnittliche Belastbarkeit der Oberkieferschleimhaut 7,4 kg/cm^2 beträgt.
D.WINDECKER (33) stellt bei gingival getragenen Unterkieferfreiendprothesen ein durchschnittliches Kaukraftaufnahmevermögen von 1o kp fest, wobei bei der totalen Oberkieferprothese die Schmerzgrenze noch nicht erreicht war.
Eine durchschnittliche Kaubelastung im Kauzentrum totaler Oberkieferprothesen bis zu 16 kg/cm^2 fanden D.HERRMANN und E. KÖRBER (12).
Ergebnisse von H. SCHNELL (24) besagen, daß der Träger einer totalen Oberkieferprothese unter günstigen Bedingungen seinen Zahnersatz während der Mastikation mit 7,3 bis 8,2 kp belasten kann.

In seinen Untersuchungen über die Beziehung von Kaukraft zur Schleimhautresilienz unter Prothesen konnte E. KÖRBER (18) einen wesentlichen Beitrag zum Problem liefern. Nach seiner Meinung handelt es sich bei dem Einsinken von Prothesen in die Schleimhaut nicht um eine lineare Beziehung nach dem Hookeschen Gesetz,wie es später UHLIG (31) als Hilfsgedanken annahm, sondern die aufgetragenen Kurven, welche die Einsinktiefe in Abhängigkeit von der Belastung aufzeigen, nähern sich asymptotisch einem endlichen Grenzwert, der bei den Versuchen von E.KÖRBER (18) bei o,7 mm liegt. Das entspricht elastischen Körpern, die einer festen Unterlage aufliegen, weil die Kraft um so größer wird, je näher wir dieser Unterlage kommen.
Da die Kunststoffprüfkörper im Belastungsbereich von 12 - 22 kg getestet werden sollen und man die von E. KÖRBER (18) gemessenen Werte der Einsinktiefe der Gingiva berücksichtigt, so kommt man in dem oben angegebenen Belastungsbereich auf einen durchschnittlichen Resilienzweg von o,57 mm. Für den Laborversuch ist dieser durchschnittliche Resilienzweg durchaus vertretbar, weil die Abweichung nach oben oder unten nur o,13 mm beträgt.

Als geeignet für den Aufbau einer künstlichen Gingiva, was den Resilienzweg betrifft, erwies sich die Spezialabdruckmasse auf Silikonbasis XIRUX F (Firma M. WOELM, Eschwege) in der Stärke von 2,3 mm. Die Herstellerfirma stellte für die weiteren Versuchsdurchführungen freundlicherweise einige Probepackungen zur Verfügung.

Um den Kunststoffkörpern während der Druckbe - lastungsversuche eine geeignete, gingivaähnliche Unterlage zu schaffen, werden Modelle aus Hart - gips mit einer elastischen Auflage aus Xirux F hergestellt. Dazu wird zunächst der Messingkörper, der schon als Platzhalter für die Herstellung der Kunststoffprüfkörper Verwendung fand, mit Wachs 2,3 mm dick, an den Innenflächen ausgelegt. Anschließend wird der Metallkörper mit der Wachsschablone mit Moldano ausgegossen. Wachsschablone, Gipssockel und Metallkörper werden dann eingebettet. Nach dem Erhärten des Gipses und der Entferung der Wachsschablone hat man eine Hohlform gewonnen, die mit Xirux F gestopft wird. Nach den Ausbetten erhält man ein Modell mit elastischer Auflage, dem wir die Kunststoffprüfkörper passgerecht aufsetzen können. Xirux F entspricht dabei der Gingiva und Moldano der knöchernen Unterlage.

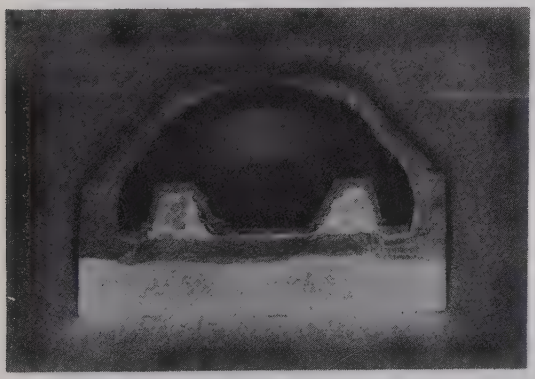


Abb.5
Moldano - Modell mit elastischer Auflage aus Xirux F

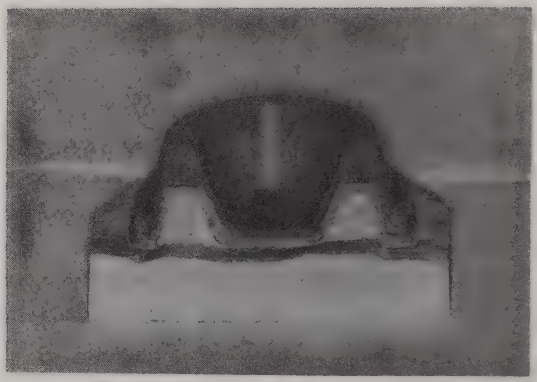


Abb.6
Moldano-Modell mit elastischer Auflage und aufgesetztem Prüfkörper.

VII. VERSUCHSANORDNUNG UND DURCHFÜHRUNG

Die Druckbelastung der Kunststoffprüfkörper erfolgt mit einer von KRAUL (20) angegebenen Apparatur, die intermittierende Kaubewegungen ausführt, aber wegen des gering gehaltenen technischen Aufwandes nur Hackbewegungen vollzieht. Um einen höheren Druck auf die Prothesenbasen übertragen zu können, wurden die Druckübertragungshebel gegen längere ausgetauscht, so daß das jeweils angehängte Gewicht einen vierfachen Kaudruck ergibt, dem die Prüfkörper im Bereich des Kauzentrums ausgesetzt sind.
Die Kaudruckimitationsmaschine besteht, wie aus den Abbildungen ersichtlich, aus einer stabilen Basisplatte auf der eine Nockenwelle mit Zähluhr und die beiden Druckübertragungshebel montiert sind.

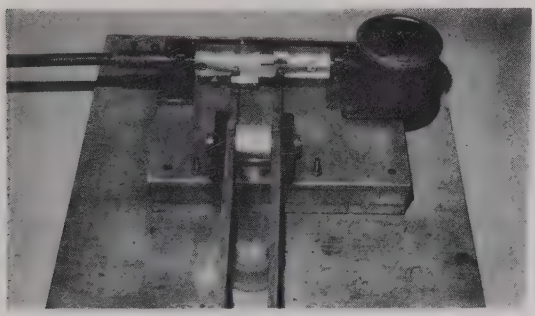


Abb.7.
Aufsicht auf die Kaudruckimitationsmaschine

Abb.8.
Seitenansicht der Kaudruckimitationsmaschine mit untergestelltem Kunststoffprüfkörper

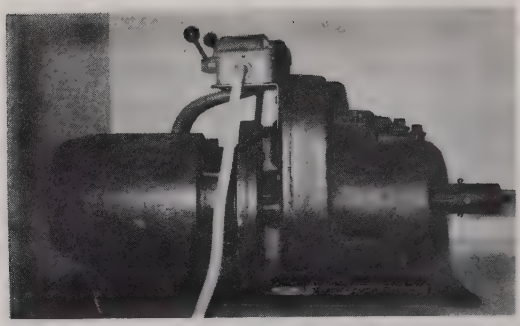


Abb.9
Drehstrommotor mit Stirnradgetriebe

Die Nockenwelle wird über eine elastische Welle von einem Drehstrommotor (Fa. BAUKNECHT), der bei 380/220 Volt eine Leistung von 0,5 PS hat und 1400 Umdrehungen pro Minute macht, angetrieben. Durch ein vorgesetztes Stirnradgetriebe (Fa. Erich PFERDMENGES,Mühlheim/Ruhr) wird die Umdrehungszahl auf 68 Touren pro Minute gedrosselt, d.h. die jeweils untergestellte Prothesenbasis wird 136 mal in der Minute intermittierend belastet. Nach E. KÖRBER (19) beträgt die durchschnittliche Dauer einer einzelnen Kaubewegung mit Oberkieferprothesen 0,72 Sekunden, das einer mittleren Kaufrequenz von 83 Kaubewegungen entspricht. Die verwendete Prüfungsapparatur belastet also die Kunststoffprüfkörper 1,7 mal öfter in der Minute , als das ein Prothesenträger tun würde.

Jeder Prüfkörper wird 10 x 30 Minuten auf einem Modell mit elastischem Druckpolster intermittierend belastet, es sei denn, daß er schon vorher durch Bruch ausscheidet. Die Belastung wird um je ein kg

von 12 auf 22 kg gesteigert, d.h. daß ein Modellpaar 10 x 30 Minuten mit 12 kg belastet wird, das nächste mit 13 kg usw.
Während der Versuchsdurchführung stehen die Modelle in einer mit Ringerlösung gefüllten Wanne, um das Speichelverhältnis der Mundhöhle in etwa zu simulieren. Selbstverständlich lagern die Kunststoffprüfkörper auch während ihrer belastungsfreien Zeit in Ringerlösung mit der Zusammensetzung:

990 g Aqua destillata
8 g Natriumchlorat
1 g Natriumbicarbonikum
o,2g Kaliumchlorid
0,2g Liquor calcii chlorati

(Anm.: Auf den Abbildungen wurden sowohl die Gewichte als auch die Wanne mit physiologischer Kochsalzlösung der besseren Übersicht halber weggelassen.)

VIII. AUSMESSEN DER KUNSTSTOFFMODELLE

a. Horizontalmessung

Zum Ausmessen der horizontal verlaufenden Messstrecken dient ein Horizontal-Längenmikroskop englischer Bauart (Fabrikat W.G.PYE & Co. LTP aus den Granta Works in Cambridge, Typ 6147, Ser.-No. 39577), daß das Physikalische Institut der Philipps- Universität Marburg a.d. Lahn freundlicherweise zur Verfügung stellte und durch welches sich Werte auf o,o1 mm genau ermitteln lassen.

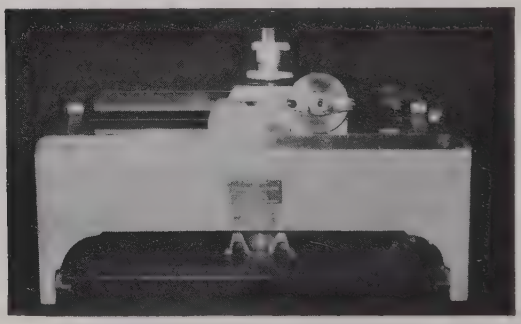


Abb.1o
Frontansicht des Messmikroskops

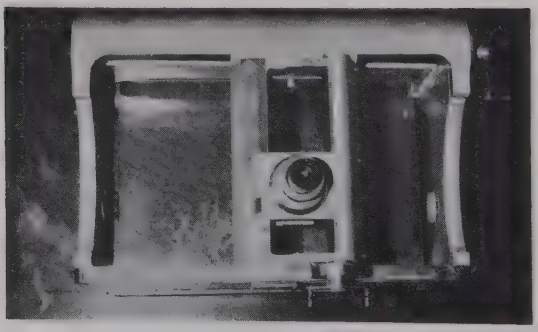


Abb.11
Aufsicht auf das Messmikroskop

Das Gerät besteht aus einem Rahmen mit einer gläsernen Bodenplatte ,sowie einem Okular mit Fadenkreuz auf einen Schlitten montiert, der in zwei Dimensionen mittels Rändelschrauben fahrbar ist. Zur Messung sind sowohl am Rahmen als auch an den Rändelschrauben Messeinteilungen eingraviert.
An jedem Prüfkörper werden drei transversale Messungen (x,y,z und eine Messung in sagittaler Richtung (l) durchgeführt.

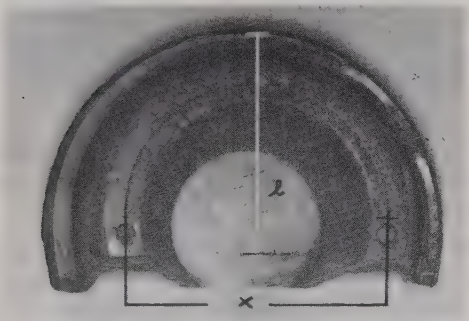


Abb.12
Darstellung der horizontalen Messstrecken auf der Oberseite der Prüfkörper.

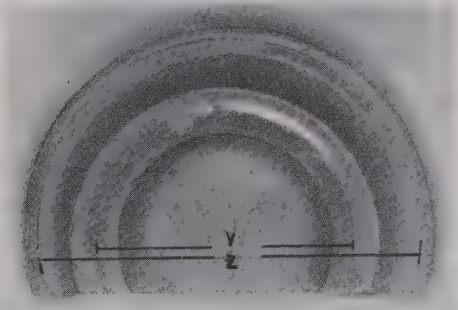


Abb.13
Darstellung der horizontalen Mes strecken auf der Unterseite der Prüfkörper.

Es werden nicht die absoluten Messwerte angegeben, sondern die relativen, d.h. die negativen bzw. positiven Abweichungen der Kunststoffprüfkörper bezogen auf das Ausgangsmodell. Jede Messung wird zur Kontrolle zweimal durchgeführt.
Gemessen wird jeweils nach einer intermittierenden Belastungszeit von 30 Minuten.

b. Vertikalmessung

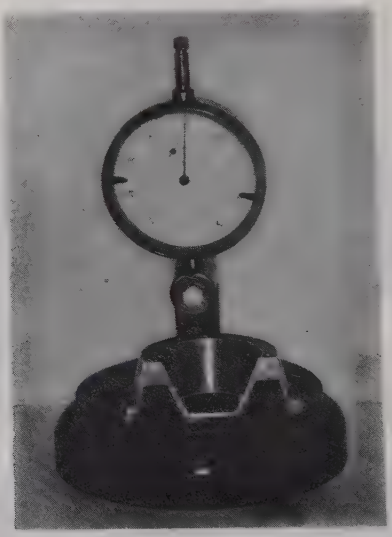


Abb. 14
Mikrometermessuhr

Die Vertikalmessungen werden mit einer Mikrometermessuhr, die auf o,oi mm genau misst, vorgenommen. Vor jeder Messung wird die Messuhr für jeden zu messenden Messpunkt mit Hilfe des Messingmodells geeicht,d.h. auf die Null gestellt. Die Kunststoffprüfkörper werden an drei Punkten vertikal vermessen, und zwar einmal im Frontzahnbereich entsprechend dem h_2- Wert und jeweils einmal im Seiten-

zahnbereich in Höhe des 2. Prämolaren (h_1 und h_3 Werte) .

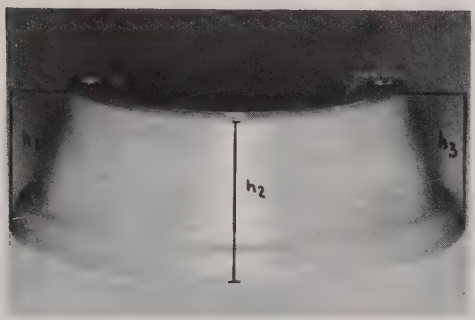


Abb.15
Darstellung der vertikalen Messtrecken

Gemessen wird jeweils nach einer intermittierenden Belastungszeit von 3o Minuten maximal zehn Mal, das einer Gesamtbelastungszeit von 300 Minuten entspricht.

IX. ERGEBNISSE

a. Tabellen

MODELL 1

MINUTEN:	30'	60'	90'	120'	150'	180'	210'	240'	270'	300'
x	+ 0,06	+ 0,11	+ 0,03	+ 0,07	+ 0,08	+ 0,02	+ 0,04	+ 0,09	+ 0,05	+ 0,06
l	+ 0,14	- 0,04	- 0,12	- 0,09	- 0,11	- 0,09	- 0,03	- 0,04	- 0,07	- 0,01
y	+ 0,05	+ 0,07	+ 0,05	+ 0,01	+ 0,02	+ 0,10	+ 0,15	+ 0,16	+ 0,11	+ 0,10
z	+ 0,56	+ 0,62	+ 0,51	+ 0,57	+ 0,61	+ 0,67	+ 0,50	+ 0,62	+ 0,52	+ 0,49
h_1	± 0,00	- 0,01	± 0,00	± 0,00	± 0,00	± 0,00	+ 0,02	+ 0,02	± 0,00	- 0,01
h_2	± 0,00	- 0,02	- 0,04	- 0,03	- 0,03	- 0,02	+ 0,07	+ 0,08	+ 0,06	+ 0,06
h_3	- 0,01	± 0,00	± 0,00	± 0,00	± 0,00	+ 0,01	+ 0,01	± 0,00	± 0,00	± 0,00

MODELL 2

MINUTEN:	30'	60'	90'	120'	150'	180'	210'	240'	270'	300'
x	- 0,01	- 0,09	- 0,03	- 0,01	- 0,05	- 0,06	± 0,00	+ 0,02	- 0,07	- 0,02
l	± 0,00	± 0,00	+ 0,01	+ 0,02	+ 0,06	+ 0,03	± 0,00	- 0,05	- 0,02	- 0,04
y	+ 0,03	+ 0,07	+ 0,12	+ 0,10	+ 0,09	+ 0,04	+ 0,07	- 0,06	- 0,05	+ 0,08
z	+ 0,21	+ 0,35	+ 0,46	+ 0,42	+ 0,50	+ 0,55	+ 0,52	+ 0,56	+ 0,56	+ 0,57
h_1	- 0,01	- 0,01	± 0,00	± 0,00	± 0,00	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,02	- 0,01
h_2	- 0,01	± 0,00	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,02	- 0,03	- 0,02	- 0,01	- 0,02
h_3	+ 0,02	+ 0,03	+ 0,02	+ 0,02	+ 0,08	+ 0,01	± 0,00	+ 0,02	+ 0,03	+ 0,01

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus PVS- H in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1, h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 12 kg.

MODELL 1

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	+ o,o8	+ o,15	+ o,17	+ o,23	+o,18	+ o,16	+ o,27	+ o,28	+ o,23	+ o,19
l	- o,26	- o,31	- o,36	- o,54	-o,42	- o,25	- o,31	- o,38	- o,27	- o,35
y	- o,15	- o,o4	- o,o5	- o,16	- o,11	- o,17	+ o,o1	- o,o3	- o,o6	- o,12
z	- o,o9	- o,o8	- o,o4	+ o,o6	+ o,12	- o,o7	+ o,o3	+ o,o1	± o,oo	- o,o7
h_1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	- o,o3	± o,oo	+ o,o2	+ o,o2	+ o,o3	+ o,o1	+ o,o1
h_2	- o,o2	- o,o1	- o,o1	- o,o3	± o,oo	- o,o1	- o,o3	- o,o4	- o,o3	- o,o2
h_3	- o,o2	± o,oo	± o,oo	- o,o3	± o,oo	- o,o2	- o,o2	- o,o1	- o,o1	± o,oo

MODELL 2

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	+ o,18	+ o,17	+ o,19	+ o,23	+ o,27	+ o,34	+ o,39	+ o,19	+ o,2o	+ o,26
l	- o,o6	- o,o7	+ o,o4	- o,o3	- o,o8	- o,12	- o,21	- o,28	- o,11	+ o,o2
y	+ o,o8	+ o,o1	+ o,o6	+ o,o3	+ o,o5	+ o,o7	+ o,o1	- o,o4	± o,oo	- o,o3
z	+ o,1o	- o,o8	+ o,16	+ o,11	+ o,o5	+ o,o9	+ o,11	+ o,19	+ o,12	+ o,o4
h_1	± o,oo	+ o,o2	+ o,o2	+ o,o2	+ o,o4	+ o,o3	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1
h_2	± o,oo	± o,oo	± o,oo	+ o,o2	+ o,o3	± o,oo	- o,o2	- o,o1	± o,oo	- o,o1
h_3	+ o,o1	+ o,o1	± o,oo	+ o,o2	+ o,o3	+ o,o3	+ o,o2	+ o,o2	+ o,o1	+o, o2

Gemessene Werte an Kunststoffkörpern aus PVS- H in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 13 kg .

MODELL 1

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,o1	- o,o9	- o,o3	- o,o8	- o,o7	- o,o2	- o,o2	- o,o1	- o,o2	- o,o1
l	+ o,18	+ o,o5	+ o,o3	+ o,o2	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o3	+ o,o9	+ o,o1	- o,o7
y	- o,1o	- o,16	- o,o9	- o,o8	- o,o9	- o,o1	- o,1o	- o,o2	- o,o3	- o,o1
z	- o,o6	+ o,o5	+ o,o3	+ o,o7	+ o,o9	+ o,1o	+ o,13	- o,15	- o,14	- o,11
h_1	+ o,o1	± o,oo	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	± o,oo	- o,o1
h_2	± o,oo	± o,oo	+ o,o1	± o,oo	+ o,o1	± o,oo	+ o,o2	± o,oo	+ o,o1	+ o,o1
h_3	- o,o1	- o,o1	- o,o1	± o,oo	± o,oo	± o,oo	+ o,o1	± o,oo	- o,o1	- o,o3

MODELL 2

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
X	- o,21	- o,o3	+ o,o8	- o,o5	+ o,o6	+ o,o5	- o,o8	- o,o2	+ o,o3	+ o,o7
l	- o,31	- o,25	- o,28	- o,25	- o,21	- o,28	- o,15	- o,o5	- o,o3	- o,o9
y	+ o,18	+ o,o9	+ o,o2	+ o,o1	± o,oo	+ o,o1	- o,o6	- o,17	- o,1o	- o,o1
z	± o,oo	± o,oo	- o,o1	+ o,o2	+ o,o1	± o,oo	+ o,o2	+ o,o1	+ o,o3	+ o,o6
h_1	+ o,o2	± o,oo	± o,oo	± o,oo	± o,oo	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o2	+ o,o1
h_2	± o,oo	± o,oo	+ o,o1	- o,o1	- o,o2	-o,o1	+ o,o1	- o,o1	- o,o1	- o,o2
h_3	- o,o1	± o,oo	- o,o1	- o,o1	- o,o1	± o,oo	+ o,o1	- o,o1	± o,oo	+ o,o1

Gemessene Werte an Kunststoffkörpern aus PVS- H in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 14 kg.

MODELL 1

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,1o	- o,o3	- o,o2	- o,o8	- o,11	- o,1o	- o,18	- o,o2	- o,o9	- o,16
l	- o,o9	- o,o2	- o,o3	- o,o9	- o,o1	- o,o7	- o,o6	- o,o3	- o,o7	- o,o1
y	- o,o2	- o,o2	- o,11	- o,o7	- o,18	- o,11	- o,o4	- o,o3	- o,o4	- o,o4
z	- o,o7	+ o,o5	- o,o1	+ o,o7	+ o,o2	+ o,o3	+ o,o9	- o,o8	- o,o2	- o,o6
h_1	± o,oo	- o,o1	- o,o1	± o,oo	- o,o1	± o,oo	- o,o1	- o,o1	- o,o1	- o,o1
h_2	+ o,o2	+ o,o3	± o,oo	- o,o6	- o,o2	- o,o4	- o,o1	- o,o1	- o,o2	- o,o1
h_3	- o,o1	± o,oo	- o,o1	± o,oo	- o,o1	± o,oo	± o,oo	± o,oo	- o,o1	± o,oo

MODELL 2

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,o2	- o,18	- o,27	- o,6	- o,17	- o,o4	- o,o9	- o,o1	- o,o8	- o,11
l	- o,o1	+ o,o1	+ o,o7	+ o,o9	+ o,o2	+ o,o4	+ o,o9	+ o,o1	+ o,12	+ o,o9
y	+ o,o8	- o,o7	+ o,o2	+ o,o6	- o,o9	- o,1o	- o,o4	+ o,11	+ o,o5	+ o,o6
z	- o,o7	+ o,o8	- o,26	- o,19	- o,34	- o,22	- o,24	- o,25	- o,28	- o,o9
h_1	+ o,o1	- o,o1	± o,oo	± o,oo	± o,oo	± o,oo	- o,o1	± o,oo	± o,oo	+ o,o1
h_2	- o,o1	± o,oo	± o,oo	- o,o1	- o,o2	- o,o1	- o,o1	± o,oo	± o,oo	± o,oo
h_3	- o,o2	± o,oo	± o,oo	- o,o1	- o,o1	± o,oo	± o,oo	- o,o1	± o,oo	± o,oo

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus PVS- H in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau, aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 15 kg.

MODELL 1

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	235'
x	- o,19	-o,17	- o,16	- o,1o	- o,o8	- o.o9	- o,15	-o,11
l	- o,o1	- o,o7	- o,18	- o,26	- o,21	- o,22	-o,25	-o,2o
y	- o,o3	- o,o2	- o,o3	± o,oo	- o,o5	- o,o8	+ o,o8	-o,o3
z	+ o,31	+ o,35	+ o,26	+ o,34	+ o,37	+ o,41	+ o,33	+o,46
h_1	+ o,o2	± o,oo	+ o,o2	+ o,o2	+ o,o1	+ o,o3	+ o,o2	+o,o2
h_2	- o,o1	± o,oo	+ o,o2	± o,oo	- o,o1	± o,oo	± o,oo	+ o,o1
h_3	- o,o2	- o,o1	- o,o1	- o,o1	- o,o4	- o,o2	- o,o1	- o,o3

Bruchspalt nach 235 min. aufgetreten

MODELL 2

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	248'
x	- o,o8	-o,19	- o,16	- o,o8	- o,o6	- o,11	- o,12	- o,o4	- o,o9
l	+ o,19	+o,o2	+ o,o3	+ o,16	+ o,11	+ o,o3	+ o,o4	+ o,16	+ o,o9
y	- o,28	-o,27	- o,19	- o,26	- o,15	- o,14	- o,19	- o,11	- o,12
z	+ o,43	+o,51	+ o,48	+ o,31	+ o,33	+ o,38	+ o,21	+ o,38	+ o,48
h_1	+ o,o1	-o,o1	± o,oo	± o,oo	± o,oo	+ o,o1	o o,oo	± o,oo	+ o,o1
h_2	- o,o1	±o,oo	+ o,o1	± o,oo	+ o,o1	± o,oo	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1
h_3	-o,o 1	± o,oo	± o,oo	± o,oo	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o2

Bruchspalt nach 248 min. aufgetreten

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus PVS-H in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau- aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 16 kg.

MODELL 1

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	2o1'
x	+ o,o3	+ o,o9	+ o,1o	+ o,o8	+ o,o3	+ o,o2	+ o,o1
l	- o,35	- o,42	- o,41	- o,38	- o,31	- o,35	- o,18
y	- o,o9	+ o,1o	- o,18	- o,6	- o,o1	- o,o8	- o,o7
z	+ o,o6	+ o,15	+ o,11	+ o,o8	+ o,o3	+ o,o9	+ o,11
h_1	- o,o2	- o,o3	- o,o2	± o,oo	+ o,o1	± o,oo	- o,o4
h_2	- o,o2	± o,oo	- o,o5	- o,o1	- o,o2	- o,o4	- o,o4
h_3	- o,o2	- o,o1	- o,o2	- o,o2	- o,o1	- o,o1	- o,o3

Bruchspalt nach 2o1 min. aufgetreten

MODELL 2

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	175'
x	-o,1o	- o,19	- o,13	- o,21	- o,o5	- o,o8
l	+o,36	+ o,21	+ o,21	+ o,18	+ o,11	+ o,16
y	-o,12	- o,18	- o,11	- o,21	- o,13	- o,o2
z	+o,o3	+ o,o9	+ o,11	+ o,23	+ o,18	+ o,o8
h_1	±o,oo	- o,o1	± o,oo	- o,o1	± o,oo	+ o,o3
h_2	±o,oo	+ o,o1	- o,o1	- o,o1	- o,o1	± o,oo
h_3	-o,o2	- o,o1	- o,o1	- o,o1	- o,o1	- o,o1

Bruchspalt nach 175 min. aufgetreten

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus PVS- H in horizontaler (x.l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau- aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 17 kg.

MODELL 1

MINUTEN:	30'	6o'	9o'	102'
x	- o,1o	- o,19	- o,25	- o,58
l	+ o,1o	+ o,o2	+ o,18	+ o,13
y	- o,o1	- o,o4	- o,o9	- o,1o
z	- o,o8	- o,o1	- o,25	- o,13
h_1	+ o,o3	- o,o1	- o,o1	± o,oo
h_2	- o,o1	- o,o1	- o,o2	- o,o1
h_3	+ o,o2	+ o,o3	+ o,o2	+ o,o2

Bruchspalt nach 1o2 min. aufgetreten

MODELL 2

MINUTEN:	3o'	58'
x	- o,11	- o,3o
l	+ o,12	+ o,o8
y	+ o,o7	+ o,o2
z	- o,18	- o,o1
h_1	+ o,o1	- o,o1
h_2	± o,oo	+ o,o2
h_3	- o,o1	± o,oo

Bruchspalt nach 58 min. aufgetreten

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus PVS- H in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1, h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau - aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 18 kg.

MODELL 1

MINUTEN:	3o'	48'
x	+ o,19	+ o,21
l	- o,o9	- o,1o
y	- o,o9	- o,11
z	- o,o9	+ o,o9
h_1	+ o,o1	± o,oo
h_2	± o,oo	± o,oo
h_3	- o,o3	- o,o2

Bruchspalt nach 48 min.aufgetreten

MODELL 2

MINUTEN:	3o'	6o'	88'
x	+ o,o1	+ o,o9	+ o,1o
l	- o,19	- o,28	- o,21
y	+ o,o5	+ o,1o	+ o,o2
z	- o,o9	+ o,1o	+ o,11
h_1	- o,o2	- o,o5	- o,o2
h_2	- o,o1	± o,oo	- o,o1
h_3	- o,o1	± o,oo	± o,oo

Bruchspalt nach 88 min. aufgetreten

Gemessene Werte an Kunststoffkörpern aus PVS- H in horizonal er (x,ly,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau- aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 19 kg.

MODELL 1

MINUTEN:	3o'	6o'	85'
x	+ o,o3	+ o,12	+ o,o2
l	- o,15	- o,22	- o,24
y	+ o,21	+ o,26	+ o,3o
z	- o,48	- o,32	- o,32
h_1	+ o,o2	+ o,o5	± o,oo
h_2	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1
h_3	- o,o3	- o,o1	- o,o3

Bruchspalt nach 85 Minuten aufgetreten

MODELL 2

MINUTEN:	3o'	55'
x	+ o,31	+ o,3o
l	- o,19	- o,4o
y	+ o,32	+ o,33
z	- o,19	- o,o2
h_1	± o,oo	- o,o3
h_2	- o,o1	± o,oo
h_3	- o,o5	- o,o3

Bruchspalt nach 55 Minuten aufgetreten

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus PVS- H in horizontaler (x,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau- aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 2o kg.

MODELL 1

MINUTEN:	28
x	+ o,o1
l	- o,28
y	- o,o9
z	+ o,1o
h_1	- o,o1
h_2	± o,oo
h_3	- o,o2

Bruchspalt nach 28 min.aufgetreten

MODELL 2

MINUTEN:	27
x	- o,19
l	- o,o9
y	- o,o1
z	- o,33
h_1	- o,o1
h_2	- o,o1
h_3	- o,o2

Bruchspalt nach 27 min. aufgetreten

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus PVS- H in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau- aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 21 kg.

MODELL 1

MINUTEN:	4
x	- o,13
l	- o,21
y	- o,18
z	+ o,2o
h_1	+ o,o1
h_2	- o,o1
h_3	- o,o4

Bruchspalt nach 4 min. aufgetreten

MODELL 2 .

MINUTEN:	7
x	+ o,22
l	- o,o1
y	- o,o3
z	+ o,o9
h_1	+ o,o3
h_2	+ o,o1
h_3	- o,o2

Bruchspalt nach 7 min. aufgetreten

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus PVS- H in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau - aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 22 kg.

Zusammenstellung der Mittelwerte von PVS- H

	12 kg	13 kg	14kg	15 kg	16 kg	17 kg	18 kg	19 kg	2o kg	21 kg	22 kg
xM	+o,o2o	+o,188	-o,o22	-o,o96	-o,117	-o,o38	-o,243	+o,134	+o,151	-o,o9o	+o,o45
lM	-o,o22	-o,218	-o,o79	+o,oo3	-o,o42	-o,o69	+o,1o4	-o,161	-o,249	-o,135	-o,11o
yM	+o,o66	-o,o32	-o,o36	-o,o29	-o,1o5	-o,o92	-o,oo8	-o,o22	+o,291	-o,o5o	-o,1o5
zM	+o,519	+o,o38	+o,o33	-o,o92	+o,o18	+ o,1o5	+o,165	+o,o2o	-o,239	-o,115	+o,145
Mh_1	-o,oo3	+o,o13	+o,oo7	-o,oo4	-o,oo8	-o,oo6	+o,oo2	-o,o13	-o,oo3	-o,o1o	+o,o2o
Mh_2	-o,oo1	-o,o1o	-o,oo1	-o,oo9	+o,oo3	-o,o15	-o,oo2	-o,oo4	+o,oo3	-o,oo5	± o,ooo
Mh_3	+o,o13	+o,oo3	-o,oo5	-o,oo5	-o,oo7	-o,o15	+o,oo9	-o,o13	-o,o32	-o,o2o	-o,o3o
$\overline{Mh}$	+o,oo3	+o,oo2	±o,oo	- o,oo6	- o,o4	-o,o12	+o,oo3	-o,o1o	-o,o11	-o,o12	-o,oo3

$$\overline{Mh} = \frac{Mh_1 + Mh_2 + Mh_3}{3}$$

MODELL 1

MINUTEN:	30'	60'	90'	120'	150'	180'	210'	240'	270'	300'
x	- 0,09	- 0,14	- 0,13	- 0,11	+ 0,05	+ 0,02	- 0,07	+ 0,06	+ 0,13	+ 0,10
l	- 0,08	- 0,07	- 0,01	+ 0,02	- 0,12	- 0,11	- 0,17	- 0,13	- 0,09	- 0,03
y	+ 0,06	± 0,00	+ 0,05	+ 0,13	+ 0,11	+ 0,21	+ 0,18	+ 0,22	+ 0,04	+ 0,02
z	+ 0,10	+ 0,15	+ 0,18	+ 0,32	+ 0,27	+ 0,31	+ 0,22	+ 0,41	+ 0,62	+ 0,35
h_1	- 0,02	- 0,02	- 0,01	- 0,02	- 0,02	- 0,06	- 0,03	- 0,06	- 0,05	- 0,04
h_2	- 0,01	± 0,00	- 0,01	± 0,00	- 0,01	- 0,02	- 0,02	- 0,02	- 0,03	- 0,02
h_3	- 0,01	- 0,02	- 0,02	- 0,04	- 0,02	- 0,05	- 0,09	- 0,04	- 0,07	- 0,03

MODELL 2

MINUTEN:	30'	60'	90'	120'	150'	180'	210'	240'	270'	300'
x	- 0,10	- 0,02	- 0,03	+ 0,15	- 0,05	- 0,07	- 0,10	- 0,17	- 0,15	- 0,03
l	+ 0,02	+ 0,10	+ 0,03	- 0,06	- 0,06	- 0,07	- 0,04	- 0,01	- 0,08	- 0,02
y	+ 0,09	+ 0,02	+ 0,01	+ 0,03	+ 0,12	+ 0,08	+ 0,17	+ 0,11	+ 0,09	+ 0,10
z	+ 0,15	+ 0,17	+ 0,21	+ 0,18	+ 0,32	+ 0,31	+ 0,13	+ 0,27	+ 0,35	+ 0,32
h_1	- 0,01	- 0,01	- 0,04	- 0,03	- 0,04	- 0,04	- 0,02	- 0,04	- 0,05	- 0,04
h_2	± 0,00	- 0,01	- 0,03	- 0,03	- 0,05	- 0,01	- 0,02	- 0,02	- 0,04	- 0,03
h_3	- 0,02	- 0,02	- 0,04	- 0,03	- 0,03	- 0,05	- 0,04	- 0,03	- 0,04	- 0,04

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus SUPERPOLYAMID in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau - aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 12 kg.

MODELL 1

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	+ o,o8	+ o,o7	+ o,17	+ o,32	+ o,12	+ o,29	+ o,2o	+ o,27	+ o,13	+ o,28
l	+ o,o2	+ o,o8	+ o,18	+ o,16	+ o,11	+ o,17	+ o,12	- o,o1	+ o,o6	+ o,o7
y	- o,32	- o,41	- o,37	- o,43	- o,2o	- o,11	- o,18	- o,o9	- o,29	- o,21
z	+ o,21	+ o,15	+ o,18	+ o,17	+ o,o2	+ o,o6	+ o,o9	+ o,15	+ o,12	+ o,13
h_1	- o,o1	- o,o1	- o,o3	± o,oo	- o,o3	- o,o2	- o,o1	- o,o6	- o,o4	- o,o3
h_2	- o,o1	- o,o2	- o,o2	- o,o2	- o,o3	- o,o2	- o,o3	- o,o3	- o,o4	- o,o2
h_3	- o,o3	- o,o4	- o,o6	- o,o3	- o,o4	- o,o5	- o,o6	- o,o5	- o,o7	- o,o6

MODELL 2

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,o7	- o,o9	-o,1o	- o,o2	± o,oo	+ o,o1	+ o,o8	+ o,1o	+ o,13	+ o,13
l	- o,1o	- o,o1	+o,o9	+ o,o2	+ o,o1	+ o,o2	± o,oo	- o,o9	- o,o1	+ o,o1
y	- o,o7	- o,o1	+o,o1	- o,o6	- o,12	- o,o3	- o,o4	+ o,o7	+ o,15	+ o,1o
z	+ o,18	+ o,2o	+o,o5	+ o,16	+ o,o4	+ o,o6	+ o,29	+ o,32	+ o,31	+ o,36
h_1	- o,o2	- o,o3	-o,o3	- o,o2	- o,o4	- o,o3	- o,o5	- o,o4	- o,o4	- o,o6
h_2	- o,o2	- o,o1	-o,o1	- o,o2	- o,o1	- o,o3	- o,o4	- o,o3	- o,o2	- o,o4
h_3	- o,o2	- o,o2	-o,o5	- o,o4	- o,o6	- o,o6	- o,o6	- o,o7	- o,o5	- o,o7

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus SUPERPOLYAMID in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau - aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 13 kg.

MODELL 1

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,o2	- o,o7	- o,o7	- o,o8	- o,o1	+ o,o1	- o,o5	- o,o2	- o,12	- o,1o
l	+ o,o7	- o,o6	- o,o9	- o,o1	- o,o3	- o,o5	- o,o9	- o,1o	- o,16	- o,13
y	- o,27	- o,35	- o,36	- o,32	- o,21	- o,12	- o,16	- o,27	- o,31	- o,43
z	- o,21	+ o,19	- o,o7	+ o,24	+ o,11	+ o,12	+ o,14	+ o,12	+ o,o5	+ o,1o
h_1	+ o,o3	+ o,o4	+ o,o3	+ o,o4	+ o,o6	+ o,o4	+ o,o4	+ o,o1	+ o,o3	+ o,o8
h_2	+ o,o6	+ o,o3	+ o,o2	+ o,o1	+ o,o4	+ o,o7	+ o,o4	+ o,o2	+ o,o2	+ o,o2
h_3	+ o,o1	+ o,o1	± o,oo	- o,o1	+ o,o2	± o,oo	± o,oo	- o,o2	± o,oo	± o,oo

MODELL 2

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	+ o,o1	+ o,o2	- o,o9	- o,o1	+ o,o5	+ o,16	+ o,13	+ o,12	+ o,14	+ o,11
l	+ o,1o	+ o,o3	+ o,o1	- o,o1	- o,o3	± o,oo	+ o,o5	+ o,o3	+ o,o2	+ o,o1
y	- o,o6	- o,15	- o,o9	- o,12	- o,1o	- o,17	- o,o1	- o,16	- o,18	- o,17
z	+ o,o9	+ o,13	+ o,19	+ o,11	+ o,23	+ o,25	+ o,16	+ o,19	+ o,14	+ o,1o
h_1	- o,o2	- o,o3	- o,o2	- o,o5	- o,o4	- o,o4	- o,o5	- o,o4	- o,o3	- o,o4
h_2	± o,oo	± o,oo	- o,o1	- o,o2	- o,o1	- o,o1	- o,o2	- o,o1	- o,o2	- o,o2
h_3	± o,oo	- o,o2	- o,o1	- o,o3	- o,o6	- o,o5	- o,o6	- o,o5	- o,o4	- o,o1

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus SUPERPOLYAMID in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau - aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 14 kg.

MODELL 1

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,o7	- o,o1	- o,o9	- o,21	- o,26	- o,15	- o,o4	- o.o7	- o,o9	- o,16
l	- o,o2	- o,17	- o,19	- o,26	- o,28	- o,31	- o,35	- o,35	- o,37	- o,41
y	+ o,o1	- o,o8	- o,15	- o,11	- o,o5	- o,17	- o,o4	- o,o3	- o,o5	- o,12
z	+ o,19	+ o,2o	+ o,o2	+ o,o1	- o,o4	± o,oo	+ o,16	+ o,35	+ o,34	+ o,29
h_1	+ o,o1	± o,oo	- o,o1	- o,o1	+ o,o3	+ o,o3	- o,o1	- o,o2	- o,o4	- o,o1
h_2	+ o,o5	+ o,o3	+ o,o2	+ o,o2	+ o,o4	+ o,o4	+ o,o2	+ o,o2	+ o,o2	+ o,o1
h_3	+ o,o3	+ o,o1	+ o,o1	± o,oo	± o,oo	+ o,o3	± o,oo	- o,o1	- o,o1	- o,o1

MODELL 2

MINUTEN:	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	+ o,1o	+ o,31	+ o,29	+ o,21	+ o,27	+ o,16	+ o,16	+ o,25	+ o,28	+ o,25
l	- o,o8	- o,18	- o,21	- o,o8	- o,1o	- o,15	- o,o7	- o,21	- o,23	- o,23
y	+ o,o2	+ o,o7	+ o,12	+ o,11	+ o,o9	+ o,11	+ o,18	+ o,15	+ o,o9	+ o,14
z	+ o,11	+ o,o9	- o,o2	+ o,o7	+ o,21	+ o,13	+ o,o2	- o,o3	- o,o1	+ o,o4
h_1	- o,o1	± o,oo	+ o,o1	+ o,o3	+ o,o5	+ o,o4	+ o,o3	± o,oo	+ o,o1	- o,o1
h_2	- o,o1	- o,o2	± o,oo	- o,o1	- o,o3	- o,o2	- o,o4	- o,o3	- o,o1	- o,o1
h_3	- o,o2	- o,o3	- o,o1	- o,o2	- o,o8	- o,o6	- o,o2	- o,o3	- o,o4	- o,o3

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus SUPERPOLYAMID in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1, h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau- aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 15 kg.

MODELL 1

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,o5	- o,o8	- o,11	- o,17	- o,25	- o,21	- o,22	- o,14	- o,28	- o,2o
l	- o,o7	- o,1o	- o,o9	- o,18	- o,1o	- o,1o	- o,o9	- o,o8	- o,12	- o,o9
y	- o,19	- o,o2	+ o,o7	+ o,o1	- o,o5	- o,o2	- o,o8	- o,o4	- o,o8	- o,17
z	- o,o7	+ o,21	+ o,o5	- o,o8	- o,1o	- o,o1	+ o,o5	+ o,o7	+ o,o3	+ o,o4
h_1	- o,o1	- o,o4	+ o,o1	± o,oo	+ o,o2	- o,o1	- o,o5	± o,oo	- o,o1	± o,oo
h_2	- o,o1	- o,o4	- o,o2	± o,oo	- o,o5	- o,o2	- o,o6	- o,o5	- o,o4	- o,o3
h_3	± o,oo	- o,o2	- o,o1	+ o,o1	± o,oo	+ o,o1	- o,o2	± o,oo	± o,oo	+ o,o3

MODELL 2

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	+ o,o1	+ o,o9	+ o,o5	+ o,19	+ o,25	+ o,28	+ o,36	+ o,21	+ o,26	+ o,27
l	- o,o1	+ o,o9	- o,o7	- o,1o	- o,o1	- o,o1	+ o,o1	- o,o8	- o,o7	- o,o5
y	+ o,o2	+ o,19	+ o,32	+ o,29	+ o,22	+ o,25	+ o,23	+ o,27	+ o,24	+ o,25
z	+ o,1o	+ o,19	+ o,11	+ o,19	+ o,25	+ o,28	+ o,o8	+ o,12	+ o,o1	- o,o4
h_1	- o,o1	- o,o1	+ o,o1	- o,o3	- o,o4	- o,o7	- o,o5	- o,o3	- o,o4	- o,o1
h_2	- o,o3	- o,o1	± o,oo	- o,o3	- o,o4	- o,o4	- o,o2	- o,o4	- o,o3	- o,o1
h_3	- o,o1	± o,oo	± o,oo	- o,o2	- o,o4	- o,o8	- o,o6	- o,o6	- o,o4	- o,o3

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus SUPERPOLYAMID in horizontaler (x.l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau- aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 16 kg.

MODELL 1

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,25	- o,21	- o,22	- o,12	- o,34	- o,12	- o,38	- o,12	- o,28	- o,22
l	- o,11	- o,o9	- o,16	- o,15	- o,13	- o,o2	- o,o6	- o,16	- o,19	- o,18
y	- o,27	- o,35	- o,37	- o,46	- o,28	- o,31	- o,37	- o,41	- o,31	- o,42
z	- o,21	- o,o1	+ o,12	+ o,o4	- o,15	- o,o6	- o,o1	+ o,o7	+ o,o8	+ o,o2
h_1	- o,o2	- o,o2	- o,o1	+ o,o1	- o,o1	- o,o1	± o,oo	± o,oo	- o,o2	- o,o1
h_2	- o,o1	± o,oo	+ o,o1	± o,oo	+ o,o1	± o,oo	- o,o2	- o,o1	± o,oo	+ o,o2
h_3	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o2	+ o,o1	± o,oo	± o,oo	+ o,o1	+ o,o1	- o,o1	+ o,o2

MODELL 2

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,o9	- o,28	- o,21	- o,22	- o,16	- o,21	- o,36	- o,31	- o,3o	o,31
l	- o,o1	+ o,o1	- o,o3	+ o,o7	+ o,o1	+ o,o2	+ o,o1	- o,1o	- o,o1	- o,o2
y	- o,18	- o,1o	- o,17	- o,27	- o,21	- o,o1	- o,o3	+ o,o8	+ o,14	+ o,o9
z	- o,o7	- o,o8	+ o,1o	+ o,o9	+ o,o5	- o,o6	+ o,o1	+ o,o3	- o,o7	- o,o1
h_1	- o,o2	- o,o1	- o,o1	- o,o2	- o,o4	- o,o3	- o,o1	- o,o2	- o,o2	- o,02
h_2	- o,o2	- o,o1	- o,o3	- o,o3	- o,o4	- o,o2	- o,o1	- o,o3	- o,o4	- o,o3
h_3	+ o,o2	+ o,o1	± o,oo	- o,o3	- o,o4	- o,o2	- o,o1	- o,o2	- o,o1	- o,o1

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus SUPERPOLYAMID in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau- aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 17 kg.

MODELL 1

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,o2	+ o,o3	+ o,17	+ o,o4	+ o,o3	+ o,o1	- o,o1	- o,o7	- o,18	- o,11
l	- o,18	- o,2o	- o,19	- o,25	- o,26	- o,3o	- o,26	- o,24	- o,23	- o,41
y	- o,25	- o,19	- o,41	- o,39	- o,29	- o,29	- o,34	- o,36	- o,33	- o,o8
z	- o,18	- o,o7	+ o,o1	+ o,12	- o,o6	- o,o1	+ o,o9	- o,16	- o,18	- o,2o
h_1	± o,oo	± o,oo	- o,o1	- o,o2	± o,oo	± o,oo	+ o,o1	+ o,o2	+ o,o2	- o,o1
h_2	+ o,o1	+ o,o4	- o,o1	± o,oo	+ o,o1	± o,oo	+ o,o1	+ o,o3	+ o,o3	+ o,o2
h_3	+ o,o3	+ o,o4	+ o,o1	+ o,o1	± o,oo	+ o,o2	+ o,o3	+ o,o3	+ o,o3	+ o,o4

MODELL 2

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	+ o,o7	+ o,1o	+ o,o3	+ o,o1	+ o,o8	+ o,11	+ o,17	+ o,11	+ o,19	+ o,2o
l	+ o,o7	+ o,o8	+ o,1o	+ o,o2	+ o,o6	+ o,o2	+ o,o1	- o,o1	+ o,11	+ o,14
y	- o,16	- o,27	- o,29	- o,31	- o,14	- o,31	- o,33	- o,23	- o,12	- o,14
z	+ o,o1	+ o,27	+ o,12	+ o,o2	+ o,21	+ o,2o	+ o,34	+ o,33	+ o,35	+ o,34
h_1	- o,o3	- o,o3	- o,o1	± o,oo	- o,o2	- o,o4	- o,o4	- o,o3	- o,o5	- o,o5
h_2	± o,oo	± o,oo	+ o,o1	+ o,o2	+ o,o1	+ o,o1	± o,oo	- o,o1	± o,oo	- o,o1
h_3	+ o,o2	+ o,o1	± o,oo	+ o,o3	+ o,o2	± o,oo	- o,o1	- o,o2	- o,o1	- o,o1

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus SUPERPOLYAMID in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau- aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 18 kg.

MODELL 1

MINUTEN	30'	60'	90'	120'	150'	180'	210'	240'	270'	300'
x	- 0,10	- 0,08	+ 0,09	+ 0,11	+ 0,04	+ 0,03	+ 0,04	+ 0,12	- 0,12	- 0,02
l	- 0,09	- 0,01	+ 0,02	± 0,00	- 0,02	- 0,02	- 0,01	- 0,19	- 0,04	- 0,06
y	- 0,29	- 0,11	- 0,35	- 0,21	- 0,19	- 0,26	- 0,29	- 0,22	- 0,27	- 0,31
z	+ 0,22	+ 0,31	+ 0,33	+ 0,51	+ 0,42	+ 0,43	+ 0,31	+ 0,49	+ 0,22	+ 0,28
h_1	+ 0,01	+ 0,01	± 0,00	- 0,03	- 0,01	+ 0,01	+ 0,02	+ 0,01	+ 0,02	+ 0,02
h_2	+ 0,01	+ 0,01	± 0,00	- 0,02	± 0,00	+ 0,01	+ 0,01	± 0,00	+ 0,02	+ 0,02
h_3	+ 0,02	+ 0,03	+ 0,01	- 0,01	± 0,00	- 0,01	± 0,00	- 0,01	+ 0,01	+ 0,01

MODELL 2

MINUTEN	30'	60'	90'	120'	150'	180'	210'	240'	270'	300'
x	- 0,02	- 0,11	- 0,04	- 0,07	- 0,09	- 0,13	- 0,01	+ 0,01	+ 0,06	+ 0,12
l	+ 0,01	- 0,27	- 0,11	- 0,02	- 0,17	- 0,06	- 0,16	- 0,17	- 0,14	- 0,26
y	+ 0,01	+ 0,17	+ 0,06	+ 0,01	+ 0,11	+ 0,02	- 0,10	- 0,02	+ 0,09	- 0,07
z	+ 0,16	+ 0,16	+ 0,19	+ 0,20	+ 0,25	+ 0,28	+ 0,14	+ 0,16	+ 0,35	+ 0,22
h_1	+ 0,01	+ 0,02	+ 0,03	+ 0,04	+ 0,03	+ 0,03	+ 0,04	+ 0,02	+ 0,01	+ 0,02
h_2	+ 0,01	+ 0,02	+ 0,02	+ 0,03	+ 0,03	+ 0,03	+ 0,02	+ 0,03	+ 0,02	+ 0,01
h_3	+ 0,02	+ 0,02	+ 0,01	+ 0,03	+ 0,02	+ 0,03	+ 0,02	+ 0,03	+ 0,01	+ 0,01

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus SUPERPOLYAMID in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau- aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 19 kg.

MODELL 1

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	+ o,o2	+ o,19	+ o,2o	+ o,19	+ o,12	+ o,o3	+ o,27	+ o,11	+ o,o1	+ o,23
l	+ o,o7	+ o,1o	+ o,o3	+ o,o1	+ o,o9	+ o,o1	- o,1o	- o,13	- o,14	- o,o6
y	+ o,o1	+ o,o3	- o,1o	+ o,26	+ o,14	+ o,o1	+ o,o9	+ o,11	+ o,o3	+ o,o4
z	+ o,19	+ o,26	+ o,37	+ o,56	+ o,41	+ o,43	+ o,49	+ o,42	+ o,4o	+ o,29
h_1	+ o,o1	- o,o1	- o,o2	- o,o3	- o,o1	+ o,o1	- o,o1	± o,oo	+ o,o1	+ o,o1
h_2	+ o,o2	+ o,o1	- o,o1	- o,o2	- o,o1	+ o,o1	- o,o1	+ o,o1	± o,oo	+ o,o1
h_3	+ o,o2	± o,oo	± o,oo	- o,o2	- o,o1	± o,oo	- o,o2	- o,o1	- o,o1	± o,oo

MODELL 2

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	+ o,o1	+ o,o6	+ o,27	+ o,23	+ o,21	+ o,24	+ o,13	+ o,16	+ o,27	+ o,28
l	+ o,o9	+ o,o7	+ o,o4	- o,1o	- o,o4	- o,o3	- o,13	- o,o2	- o,o6	- o,o9
y	+ o,o6	+ o,27	+ o,12	- o,1o	- o,12	- o,o4	- o,o7	- o,o9	- o,o2	- o,1o
z	+ o,26	+ o,28	+ o,3o	+ o,27	+ o,43	+ o,5o	+ o,57	+ o,59	+ o,54	+ o,58
h_1	- o,o1	- o,o2	- o,o1	- o,o1	- o,o2	- o,o2	- o,o2	- o,o2	- o,o3	- o,o1
h_2	+ o,o1	± o,oo	+ o,o2	+ o,o1	+ o,o2	+ o,o1	± o,oo	± o,oo	+ o,o1	+ o,o1
h_3	+ o,o1	+ o,o2	+ o,o2	+ o,o2	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o2	+ o,o1	± o,oo

Gemessene Werte an Kunststoffkörpern aus SUPERPOLYAMID in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2, h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau - aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 2o kg.

MODELL 1

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	+ o,19	+ o,18	+ o,14	+ o,2o	+ o,12	+ o,15	+ o,26	+ o,o3	+ o,o7	+ o,o6
l	+ o,o7	+ o,o8	+ o,o7	+ o,o6	+ o,o7	- o,o9	- o,o1	+ o,o2	- o,o8	- o,o1
y	+ o,1o	- o,o7	+ o,o8	+ o,16	+ o,o3	- o,11	- o,o2	+ o,o1	+ o,o6	- o,o7
z	+ o,25	+ o,37	+ o,38	+ o,49	+ o,46	+ o,38	+ o,42	+ o,23	+ o,42	+ o,32
h_1	- o,o3	- o,o2	- o,o3	- o,o4	- o,o2	- o,o3	- o,o2	- o,o2	- o,o2	- o,o1
h_2	- o,o1	- o,o1	- o,o1	- o,o2	- o,o1	- o,o1	- o,o1	± o,oo	± o,oo	+ o,o1
h_3	- o,o1	± o,oo	± o,oo	- o,o2	± o,oo	± o,oo	± o,oo	+ o,o1	+ o,o1	± o,oo

MODELL 2

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,18	- o,o3	- o,o6	- o,o4	- o,o3	- o,o7	- o,o8	- o,o2	+ o,o7	+ o,o6
l	+ o,o9	+ o,21	+ o,26	+ o,11	+ o,19	+ o,o9	+ o,1o	+ o,o2	+ o,o1	+ o,o6
y	+ o,o1	- o,o2	- o,o7	- o,19	- o,18	- o,11	- o,o2	- o,o2	- o,o6	- o,o7
z	- o,o9	- o,o2	+ o,o1	+ o,o6	- o,o7	+ o,o1	- o,12	+ o,37	+ o,26	+ o,28
h_1	± o,oo	- o,o1	± o,oo	- o,o1	± o,oo	± o,oo	+ o,o2	± o,oo	+ o,o1	- o,o3
h_2	± o,oo	± o,oo	- o,o1	± o,oo	+ o,o1	+ o,o1	± o,oo	+ o,o1	± o,oo	- o,o1
h_3	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	± o,oo	- o,o1	+ o,o1	± o,oo	- o,o2	- o,o1	- o,o3

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus SUPERPOLYAMID in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau - aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 21 kg.

MODELL 1

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	+ o,o6	+ o,17	+ o,18	+ o,18	+ o,13	+ o,11	+ o,18	+ o,15	+ o,14	+ o,13
l	- o,o7	- o,1o	- o,15	- o,17	- o,25	- o,13	- o,11	- o,17	- o,18	- o,18
y	- o,25	- o,22	- o,22	- o,15	- o,12	- o,27	- o,22	- o,2o	- o,12	- o,1o
z	+ o,19	+ o,26	+ o,28	+ o,48	+ o,46	+ o,38	+ o,32	+ o,49	+ o,38	+ o,56
h_1	± o,oo	± o,oo	± o,oo	- o,o6	± o,oo	- o,o2	- o,o2	- o,o1	- o,o1	- o,o1
h_2	± o,oo	+ o,o3	+ o,o2	- o,o1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	+ o,o1	± o,oo
h_3	± o,oo	+ o,o1	± o,oo	- o,o1	± o,oo	- o,o1	- o,o1	± o,oo	± o,oo	+ o,o1

MODELL 2

MINUTEN	3o'	6o'	9o'	12o'	15o'	18o'	21o'	24o'	27o'	3oo'
x	- o,o5	+ o,16	+ o,11	+ o,o4	+ o,17	+ o,o3	+ o,o6	+ o,o7	+ o,o5	+ o,16
l	+ o,o9	+ o,o1	+ o,o2	- o,o1	- o,o3	+ o,o2	- o,o4	+ o,o5	+ o,o3	- o,o1
y	+ o,1o	- o,11	- o,o9	- o,o3	- o,16	+ o,o7	+ o,o1	+ o,o9	+ o,o8	+ o,o9
z	+ o,49	+ o,48	+ o,49	+ o,38	+ o,4o	+ o,37	+ o,36	+ o,45	+ o,52	+ o,55
h_1	- o,o2	- o,o1	- o,o1	- o,o1	- o,o1	± o,oo	± o,oo	± o,oo	- o,o1	- o,o3
h_2	± o,oo	+ o,o1	± o,oo	± o,oo	- o,o1	± o,oo	- o,o1	± o,oo	± o,oo	± o,oo
h_3	± o,oo	+ o,o1	+ o,o2	+ o,o1	- o,o1	+ o,o1	+ o,o2	- o,o1	± o,oo	- o,o1

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus SUPERPOLYAMID in horizontaler (x,l,y,z) und vertikaler (h_1,h_2,h_3) Richtung in Abweichung vom unbelasteten Ausgangsmodell auf o,o1 mm genau - aufgetragen in Abhängigkeit von der Dauer der intermittierenden Belastung von 22 kg.

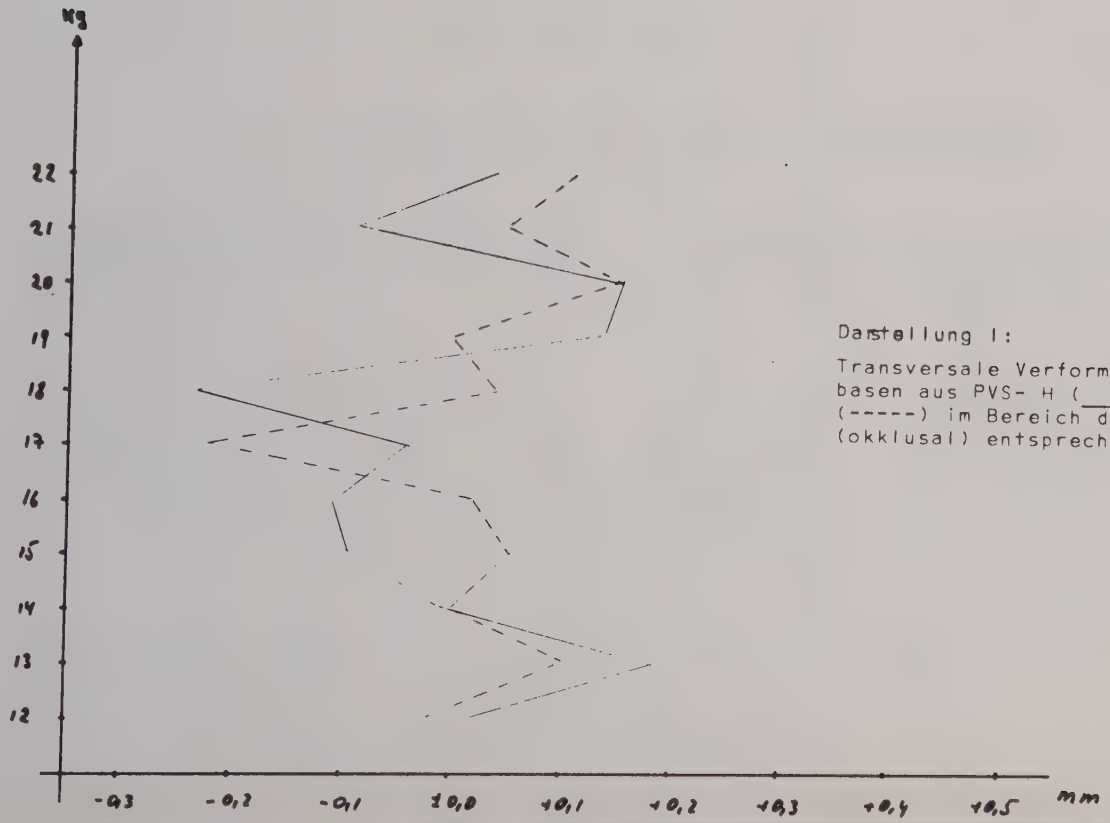
Zusammenstellung der Mittelwerte von SUPERPOLYAMID

	12 kg	13 kg	14 kg	15 kg	16 kg	17 kg	18 kg	19 kg	2o kg	21 kg	22 kg
xM	-o,o2o	+o,1o5	+o,oo6	+o,o59	+o,o18	-o,236	+ o,o48	-o,oo8	+o,163	+o,o51	+o,112
IM	-o,o49	+o,o44	-o,o22	-o,213	-o,o66	-o,o65	- o,1o1	- o,o89	-o,o2o	+o,o47	-o,o7o
yM	+o,o92	-o,131	-o,2o1	+o,o15	+o,o86	-o,211	- o,262	-o,111	+o,o22	+o,o28	-o,o91
zM	+o,262	+o,163	+o,12o	+o,112	+o,o79	-o,oo6	- o,141	+o,282	+o,4o7	+o,221	+o,417
Mh_1	-o,o33	-o,o3o	+o,oo2	+o,oo6	-o,o19	-o,o15	- o,o15	+o,o16	-o,o11	-o,o12	-o,o12
Mh_2	-o,o19	-o,o24	+o,o11	+o,oo5	-o,o29	-o,o13	+ o,oo9	+o,o14	+o,oo5	-o,oo2	+o,oo5
Mh_3	-o,o37	-o,o49	-o,o16	-o,o16	-o,o17	-o,oo2	+ o,o14	+o,o13	+o,oo4	-o,oo2	+o,oo2
$\overline{Mh}$	-o,o3o	-o,o34	-o,oo1	-o,oo2	-o,o22	-o,o1o	- o,oo3	+o,o14	±o,oo	-o,oo5	-o,oo2

$$\overline{Mh} = \frac{Mh_1 + Mh_2 + Mh_3}{3}$$

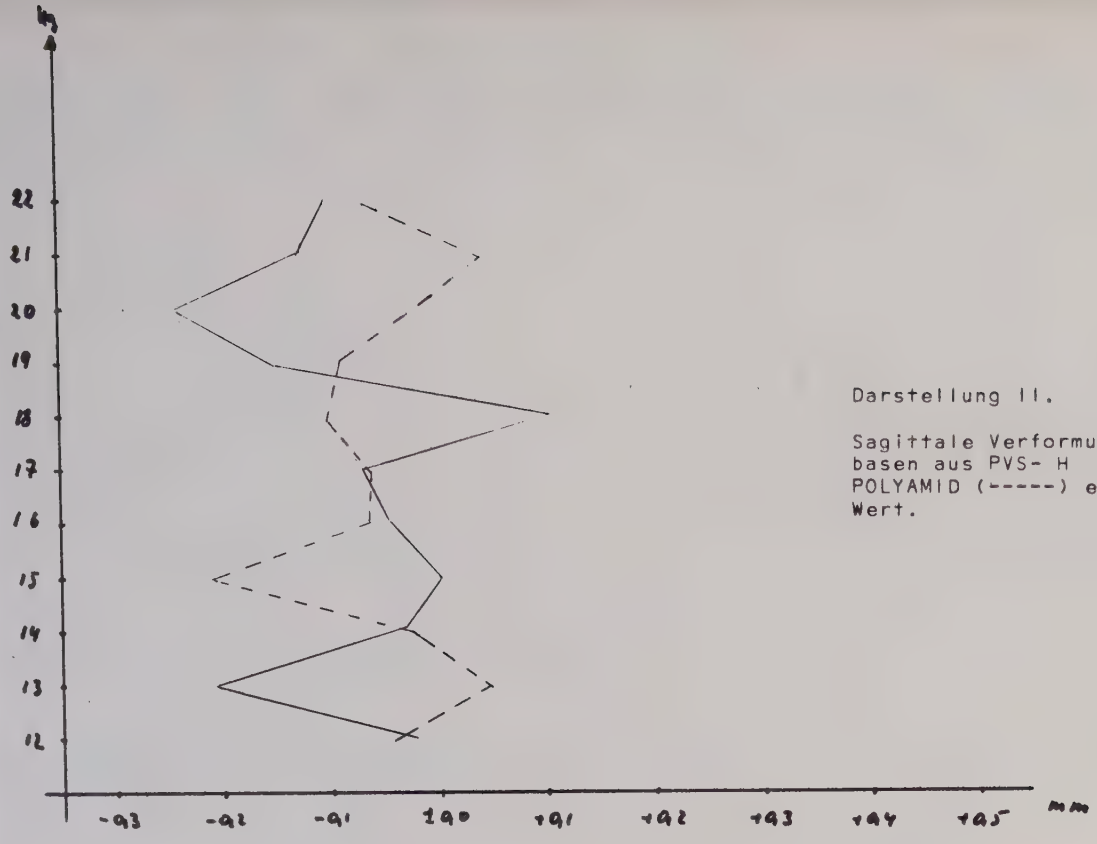
b. Graphische Darstellung

Die hier aufgeführten Kurven, die sich aus den errechneten Mittelwerten der einzelnen Messstrecken ergeben haben, sollen darstellen, inwieweit sich die beiden Materialien PVS- H und SUPERPOLYAMID in Abhängigkeit von der Belastungshöhe verformen. Der Null- Wert auf der Abszisse gibt die absolute Formtreue bzw. Massbeständigkeit an.
Die Mittelwerte Mh_1, Mh_2 und Mh_3 wurden zu einem Mittelwert $\bar{M}h$ zusammengefasst.



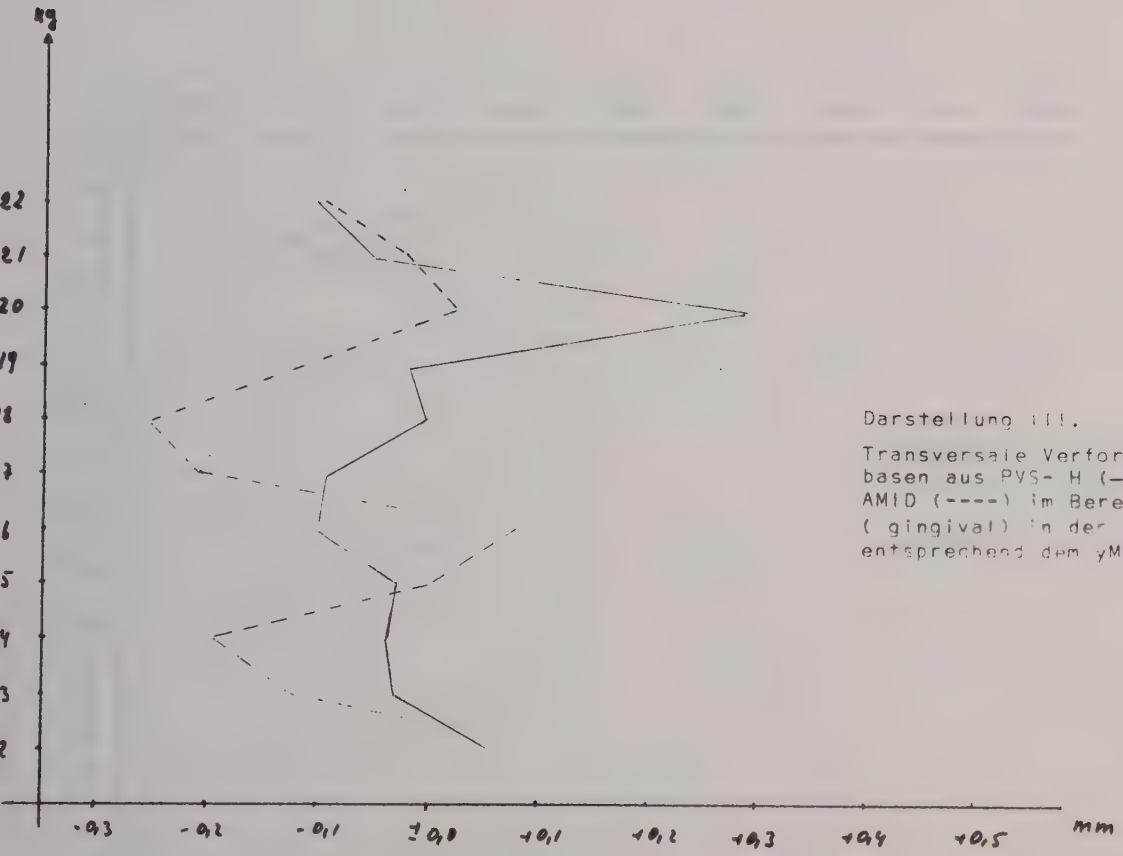
Darstellung 1:

Transversale Verformung von Prothesenbasen aus PVS- H (_____) und SUPERPOLYAMID (-----) im Bereich des Alveolarkammes (okklusal) entsprechend dem xM-Wert.



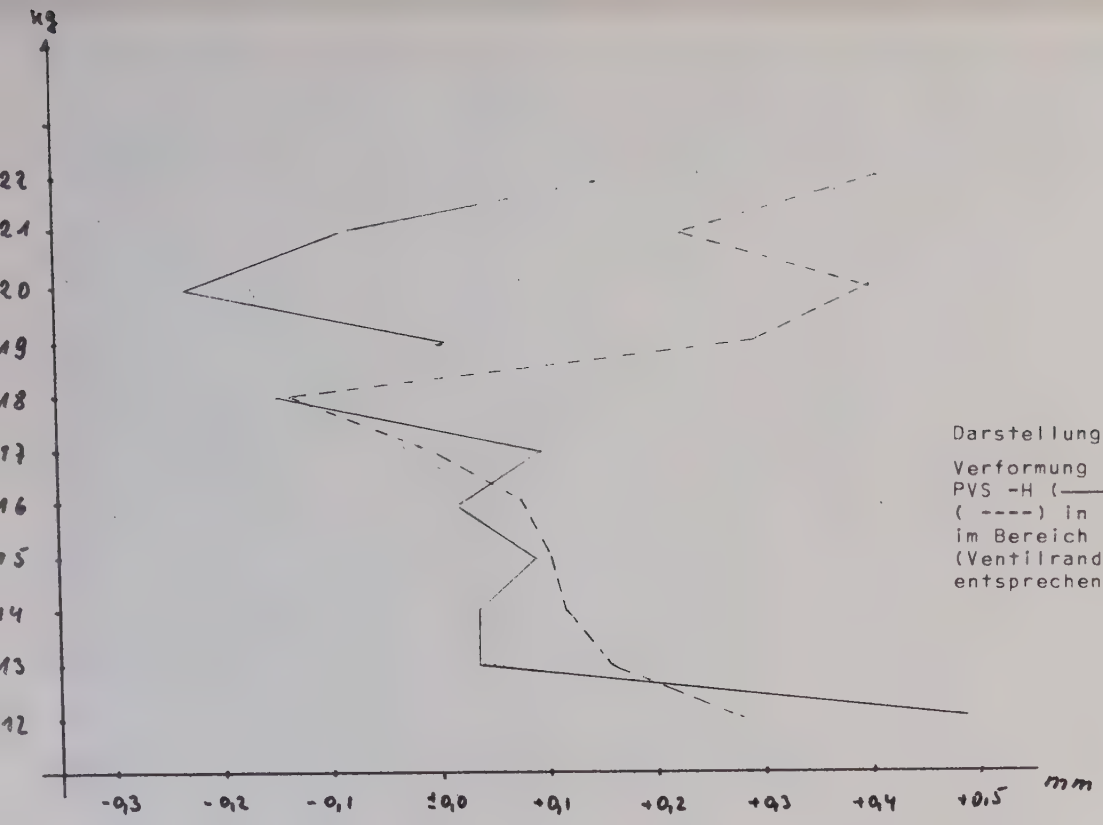
Darstellung II.

Sagittale Verformung von Prothesenbasen aus PVS- H (———) und SUPER-POLYAMID (-----) entsprechend dem IM-Wert.



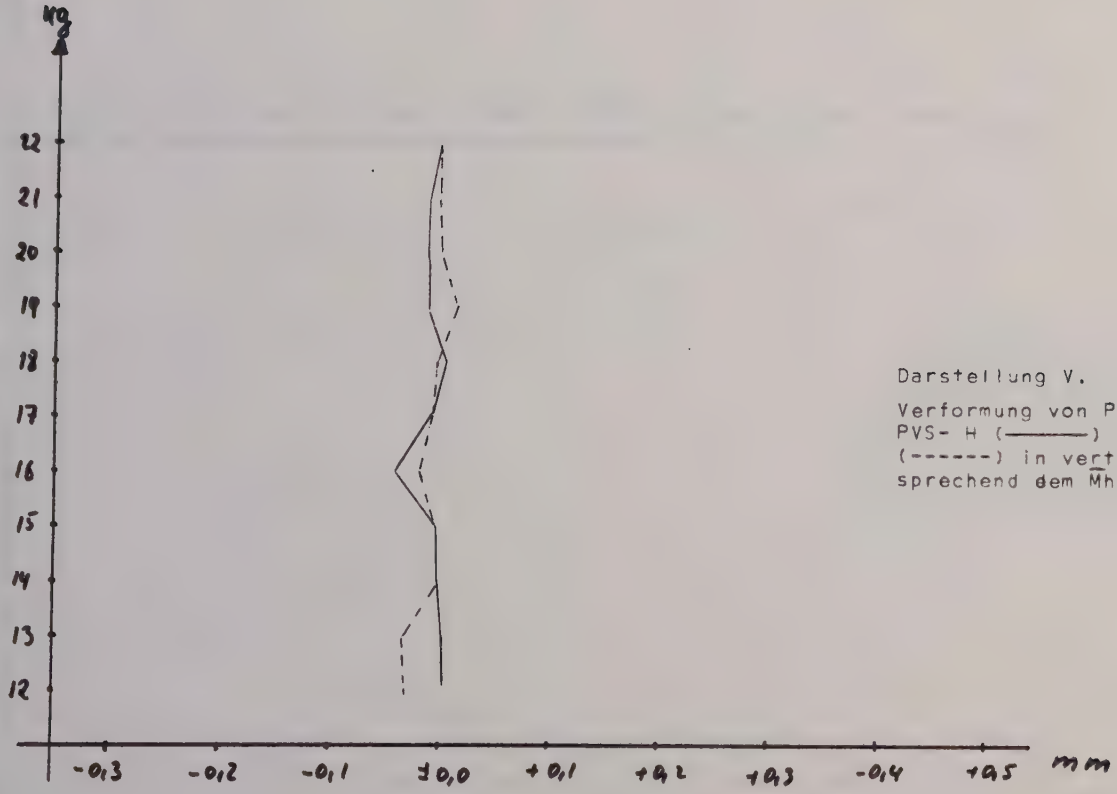
Darstellung III.

Transversale Verformung von Prothesenbasen aus PVS- H (———) und SUPERPOLY-AMID (----) im Bereich des Alveolarkammes (gingival) in der Gegend des 1.Molaren entsprechend dem yM-Wert.



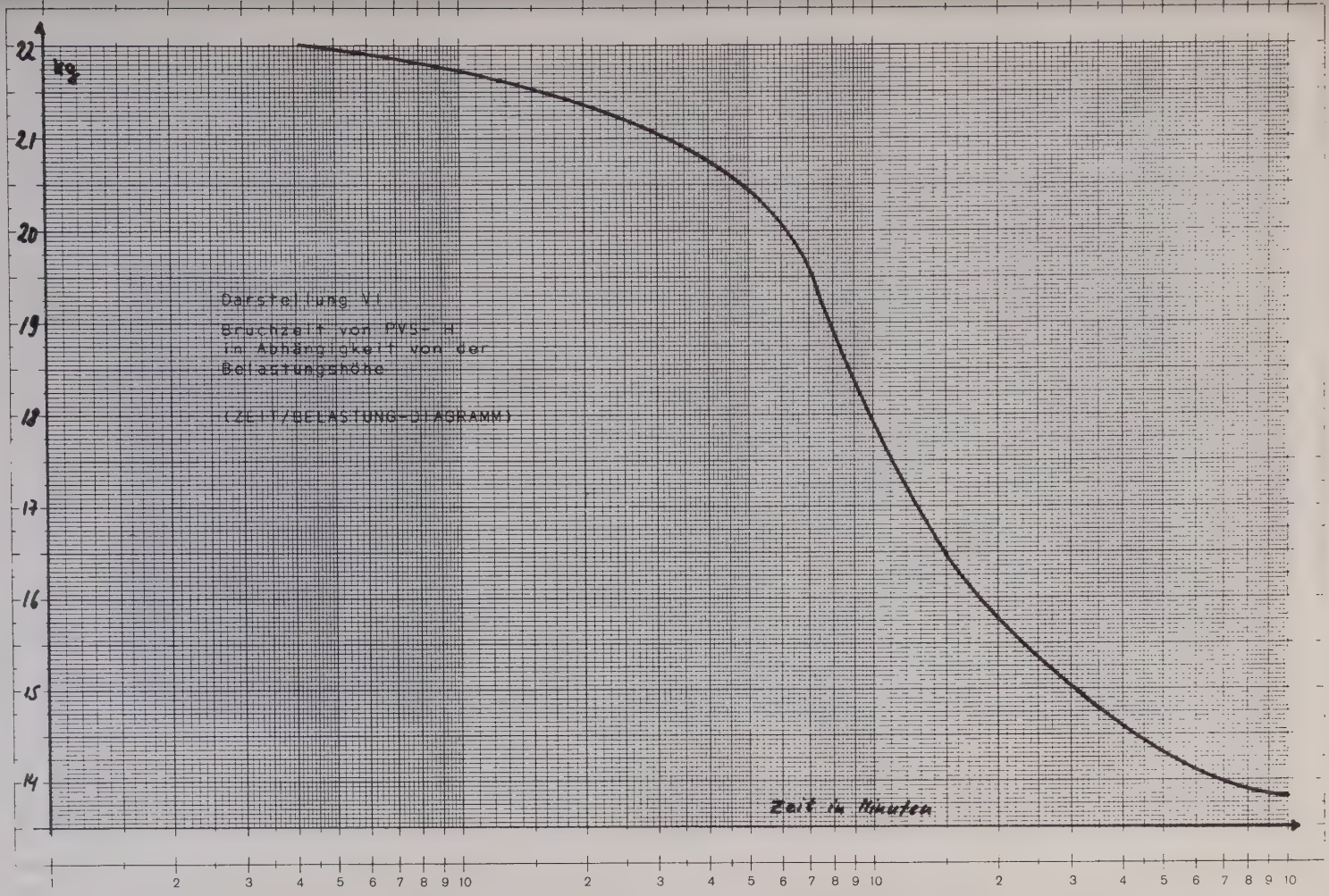
Darstellung IV.

Verformung von Prothesenbasen aus PVS -H (——) und SUPERPOLYAMID (----) in transversaler Richtung im Bereich der Umschlagfalte (Ventilrand) in Höhe des 1. Molaren entsprechend dem zM-Wert.



Darstellung V.

Verformung von Prothesenbasen aus PVS- H (———) und SUPERPOLYAMID (------) in vertikaler Richtung entsprechend dem $\bar{M}h$-Wert


kg
22
21
20
19
18
17
16
15
14
Darstellung VI
Bruchzeit von PVS- H
in Abhängigkeit von der
Belastungshöhe
(ZEIT/BELASTUNG-DIAGRAMM)
Zeit in Minuten

X. DISKUSSION DER MESSERGEBNISSE

Mit Hilfe der aus den experimentellen Versuchen gewonnenen Messergebnisse soll nun in einer vergleichenden Gegenüberstellung der beiden Prothesenkunststoffe versucht werden, inwieweit sich PVS- H und SUPERPOLYAMID hinsichtlich der Massbeständigkeit bzw. Formtreue gleichartig oder verschieden nach intermittierender Druckbelastung verhalten.

Als erstes ist festzustellen, daß die Prüfkörper aus PVS- H den intermittierenden Belastungsversuchen nur bis einschließlich 15 kg der ganzen Untersuchungszeit von 300 Minuten standgehalten haben. Weiterhin läßt sich aus dem Zeit/Belastung- Diagramm entnehmen, daß die Kurve im Belastungsbereich 16 - 2o kg sehr steil verläuft und sich in den unteren Belastungsbereichen einem endlichen Wert nähert (vgl. nebenstehend).

Der Bruchspalt befindet sich ausnahmslos am vestibulären Abhang des Tubers, was sich durch folgende Überlegung erklären läßt: Der auf dem Kieferkamm befindliche Teil der elastischen Unterlage wird unter Belastung in vertikaler Richtung komprimiert. Da sich eine Prothese - wie schon früher besprochen - in der Gebrauchsphase am hinteren Ventilrand und in der Gegend des Tubers aufbiegt, weicht das zusammengepresste elastische Polster in Richtung der Aufbiegung aus und unterstützt diese.

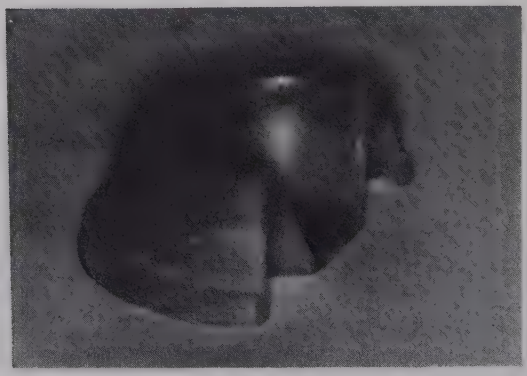


Abb.16
Prüfkörper mit Bruchspalt

Dem Prothesenmaterial PVS- H ist wohl eine ausreichende Bruchfestigkeit zu bescheinigen, weil Dauerbrüche im Laborversuch erst in einem Belastungsbereich auftreten, dem Prothesen im physiologischen Milieu nur ausnahmsweise ausgesetzt sind.
Die Prüfkörper aus SPA haben den hohen Belastungen erwartungsgemäß standgehalten. Kein einziges Modell weist einen Riss oder gar einen Bruch auf. Von einem Basismaterial wird jedoch keine Unzerbrechlichkeit, sondern eine ausreichende Bruchfestigkeit gefordert. So erscheint SPA zur Herstellung eines Ersatzes nicht geeignet, denn ein hohes Dauerbiegevermögen garantiert zwar eine lange Lebensdauer des Zahnersatzes; an sich doch muss im Interesse der Erhaltung des Kieferkamms gefordert werden, daß z.B. eine schaukelnde Prothese recht bald zu Bruch geht, um weiteren Schaden am Prothesenlager zu verhindern.

Betrachtet man zunächst einmal die Kurven, die die errechneten Mittelwerte der horizontalen Messbereiche wiedergeben, so fällt auf, daß die Kurven überwiegend im positiven bzw. negativen Messbereich verlaufen, aber mindestens einmal in den entgegengesetzten Messbereich umschlagen. Bemerkenswert ist, trotz der hohen Belastung (bis zu 22 kg), der eine Prothese während des Kauaktes sehr selten unterworfen ist, die relativ geringe Verformung der Prüfkörper. Die größte Abweichung auf der sagittalen Messstrecke (iM-Werte beträgt für PVS-H-0,25 mm und für SUPERPOLYAMID-o,213 mm. Dasselbe trifft auch für die transversal e Verformung im Bereich des Alveolarkammes, entsprechend demyM- Wert, zu, wo die maximale Abweichung + 0,291 mm für PVS -H und für SUPERPOLYAMID - o,262 mm beträgt. Hierzu ist ebenfalls noch die transversale Verformung im Bereich des Alveolarkammes, entsprechend dem xM-Wert anzurechnen,wobei für PVS- H

die größte Abweichung - 0,243 mm und für SUPERPOLYAMID - o,236 ausmacht. Die oben für PVS- H genannten maximalen Mittelwerte liegen ausnahmslos im kritischen Belastungsbereich für diesen Kunststoff, nämlich zwischen 16 und 2o kg.

Die transversale Verformung im Bereich der Umschlagfalte (zM-Werte) ergibt, als einzige Messtrecke überhaupt, Abweichungen von über o,3 mm. Für PVS-H beträgt die größte Differenz + 0,519 mm, bemerkenswerterweise aber an der unteren Belastungsgrenze von 12 kg. Beim SUPERPOLYAMID f indet man den größten Mittelwert bei 22 kg, nämlich + 0,417 mm.

Wie eingangs schon erwähnt fand D. KRAUL (20) nach intermittierender Belastung mit 6 kg von Paladon und Plapress Prüfkörpern eine negative transversale Verformung im Bereich des hinteren Ventilrandes. Dieses Ergebnis läßt sich vielleicht dadurch erklären,daß durch die Erschütterungen der Belastung die inneren Spannungen freigesetzt werden und zu einer Schrumpfung des Materials führen.

In der vorliegenden Arbeit kommt es im Gegensatz zu D. KRAUL (20) nicht zur Schrumpfung sondern zur Aufbiegung des Materials, was mit den eingangs schon von R. VOSS (32) erwähnten Ergebnissen übereinstimmt. Es handelt sich um eine Deformation im Sinne der elastischen Nachwirkung. Bei den Metallen bezeichnet man diese Erscheinung als Relaxation, was bedeutet, daß die nach einer raschen Verformung zur Aufrechterhaltung einer bestimmten Deformation erforderliche Spannung als Folge der auftretenden Zustandsänderung im Laufe der Zeit abnimmt. Es entsteht ein Fliessen durch ein permanentes Gleiten der Moleküle. Es wird eine sich fortwährend verringernde Spannung ausreichen, um das Material in seinem defor-

mierten Zustand zu halten. So werden also teilweise die inneren Spannungen verschwinden und daraus eine bleibende Verformung resultieren.

Das laterale Ausweichen des Ventilrandes im Bereich der Molaren löst eine Verkürzung der Prothese (entsprechend der IM-Werte) aus. Dieses Verhalten trifft besonders für die Prüfkörper aus SUPERPOLYAMID zu. Zur Verdeutlichung dieses Sachverhaltes sollten Abb. 17 und die Darstellungen VII und VIII beitragen.

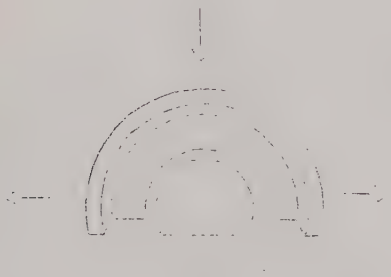
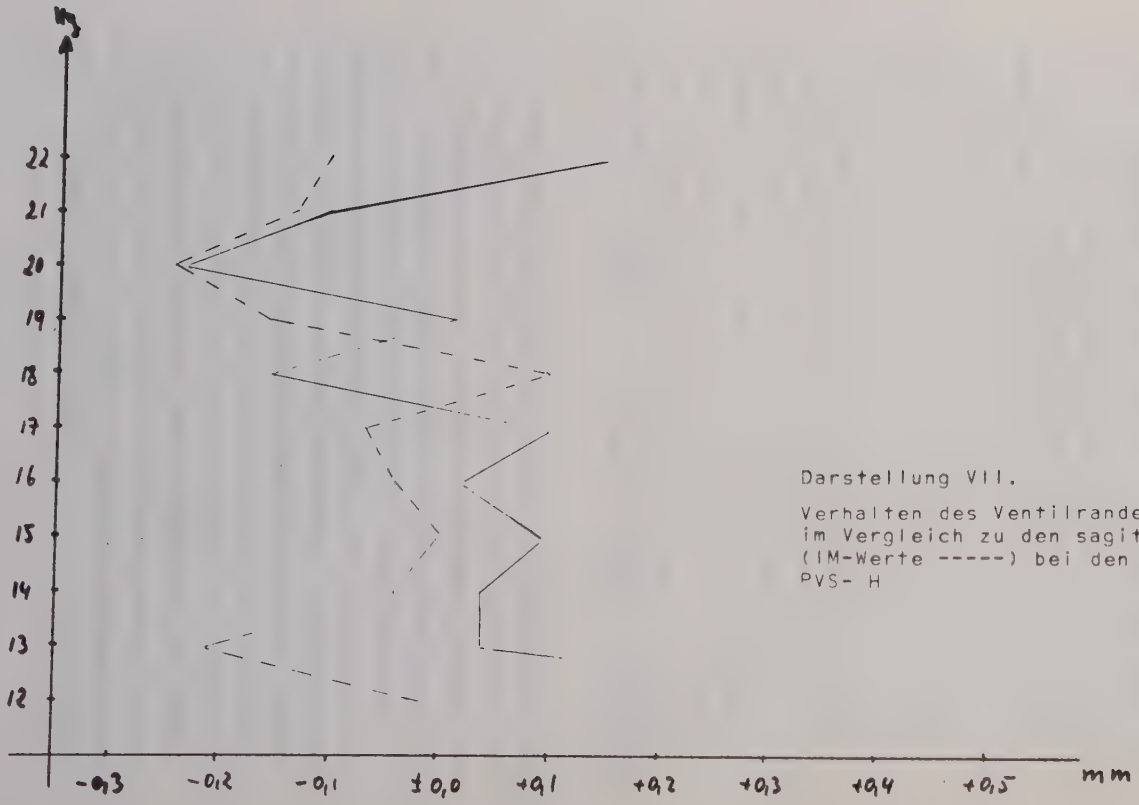


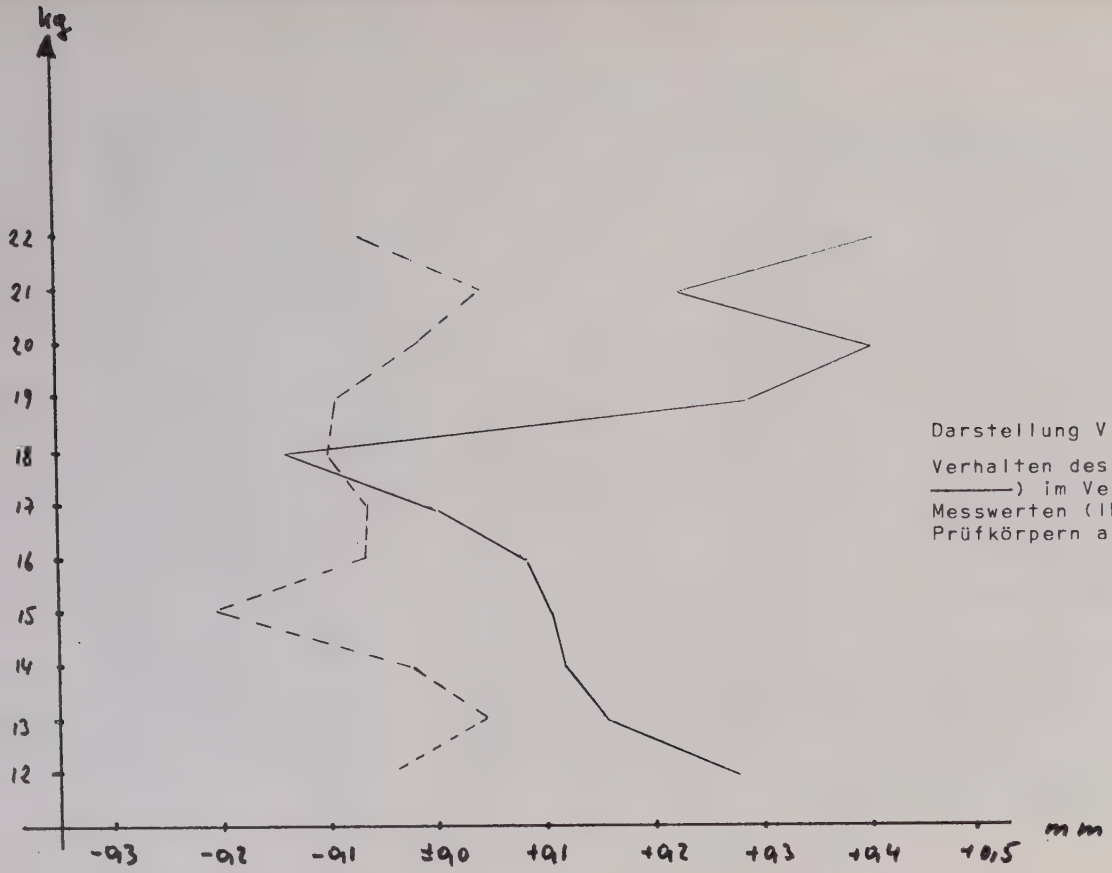
Abb.17
Die Pfeile zeigen Verformungsrichtung an.

Bei der Vertikalvermessung haben sich sowohl für die Prüfkörper aus PVS- H als auch für diejenigen aus SUPERPOLYAMID nur sehr geringe Abweichungen ergeben. Die Werte liegen für PVS- H maximal bei - o,o12 mm und für SUPERPOLYAMID bei - o,o3o mm. Die aus diesen Versuchen hervorgegangenen Mittelwerte der einzelnen Messtrecken auf den Prüfkörpern aus PVS- H und SUPERPOLYAMID halten durchaus einem Vergleich mit den Messergebnissen einer Arbeit von D. KRAUL (2o) stand.
In der vertikalen Dimension ist die Massbeständigkeit der beiden Spritzkunststoffe jedoch um ca. 5o % besser als die von Paladon und Palapress. An dieser Stelle muss allerdings nochmals gesagt



Darstellung VII.

Verhalten des Ventilrandes (zM-Werte ———) im Vergleich zu den sagittalen Messwerten (IM-Werte -----) bei den Prüfkörpern aus PVS- H



Darstellung VIII.

Verhalten des Ventilrandes (zM -Werte ———) im Vergleich zu den sagittalen Messwerten (IM-Werte -----) bei den Prüfkörpern aus SUPERPOLYAMID

werden, daß sich die vertikalen Messergebnisse sowieso nur in einer Größenordnung von o,o2 mm bewegt haben.

Die überraschend gut anmutenden Ergebnisse für SUPERPOLYAMID dürfen aber nicht über die Tatsache hinwegtäuschen, daß das SPA während der Belastung größeren reversiblen Verformungen ausgesetzt ist, weil , wie H. SCHWICKERATH (28) feststellte, die Formveränderung unter Belastung mit der Abnahme des E- Moduls linear zunimmt. Dazu kommt noch der von anfang an geringere E- Modul für die POLYAMIDE im Vergleich zu den Metacrylaten, der ja bei ersteren mit zunehmender Belastungszeit noch weiter abnimmt.

Der Zähigkeit des Materials läuft eine hohe Elastizität parallel, die zu einer heftigen Massage des Alveolarfortsatzes führt und eine Auflockerung der Kieferkämme sowie eine marginale Gingivitis zur Folge hat.

XI. ZUSAMMENFASSUNG

In vorliegender Arbeit wurden die Spritzgusskunststoffe PVS- H und SUPERPOLYAMID hinsichtlich Massbeständigkeit bzw. Formtreue nach intermittierender Belastung miteinander verglichen.

Wir untersuchten 44 Prüfkörper, 22 aus PVS- H und 22 aus SUPERPOLYAMID, die stilisierten Oberkieferprothesen gleichkommen und belasteten diese auf einem elastischen Druckpolster, das die Resilienz der Gingiva nachahmte, bis zum Bruch bzw. für höchstens fünf Stunden intermittierend. Die Belastungsversuche wurden mit einer von D. KRAUL (20) angegebenen Apparatur, die wir mit längeren Druckübertragungshebeln ausstatteten, durchgeführt. Die stilisierten Prothesenbasen waren in der Minute 68 Hackbewegungen auf jeder Seite im Bereich des Kauzentrum ausgesetzt. Der Belastungsbereich lag zwischen 12 und 22 kg, wobei jeder bestimmten Belastungshöhe ein Modellpaar zugeordnet war, das sich während der Versuchsdurchführung dauernd in Ringerlösung befand. Alle dreißig Minuten fand eine mikroskopische Vermessung der Prüfkörper mittels vier horizontalen und drei vertikalen Messstrecken statt. Die Messergebnisse wurden als positive bzw. negative Abweichungen vom Ausgangsmodell tabellarisch festgehalten die Mittelwerte errechnet und graphisch dargestellt.

Folgende Ergebnisse liegen vor:

Die volle Versuchsdauer über fünf Stunden überstanden alle 22 Prüfkörper aus SUPERPOLYAMID, während die stilisierten Prothesenbasen aus PVS- H ab 16 kg dauernder intermittierender Belastung frühzeitig einen Sprung am seitlichen Tuberrand aufwiesen. Die nach Belastung durch mikroskopische Vermessung festgestellten Dimensionsänderungen zeigen keine

gravierenden Unterschiede zwischen den beiden Materialien. In drei von vier horizontalen Messbereichen liegen die errechneten mittleren Abweichungen innerhalb ± 0,3 mm, während die Werte für die Messtrecke am Ventilrand bis auf + o,5 anstiegen. Die Gesamtverformung für beide Materialien stellt sich folgendermaßen dar. Die Prüfkörper zeigen nach intermittierender Druckbelastung ein Aufbiegen des Ventilrandes im Bereich der oberen Molaren, das zu einer Verkürzung des Prothesenanteils, der im Vestibulum im Bereich der Frontzähne liegt, führt. Im vertikalen Messbereich liegen die Durchschnittswerte alle unter ± 0,03 mm.

XII. LITERATURVERZEICHNIS

1. AST,G.: Untersuchungen über Formveränderungen an Kunststoffprothesen während des Herstellungsprozesses.
   Med. Diss. Marburg 1954

2. BELGER,L.: nachzulesen bei UHLIG,H.:
   Über die Kaukraft.
   Dt. zahnärztl. Z. 8 (1953) H.1,30

3. BONYHARD,B.: Resilienz, Resorption und Prothesengestaltung.
   Z. Stomat. (1936) H.1,10

4. BUDZINSKI,P.M.: Über die Passgenauigkeit von Prothesenbasen aus Kunststoff nach üblichen und nach dem HEDENT-Verfahren hergestellt.
   Med.Diss. Marburg 197o

5. BÜTTNER, M.: Die Polymerisation von Kunststoff in Heissluft bei Verwendung des Impress-Nachpress-Gerätes nach Dr.JANKE
   Med. Diss. Leipzig 1957

6. GALLATI,I.: Untersuchungen über die Passgenauigkeit verschiedener Prothesenkunststoffe.
   Med.Diss. Marburg 1958

7. GIGER, E.: nachzulesen bei SPRENG,M.:
   Der Kauabdruck von Max SPRENG
   Verlag Urban & SCHwarzenberg
   München und Berlin 1932

8. GREEN,Gebrüder: nachzulesen bei UHLIG,H.:
   Über die Kaukraft
   Dt. zahnärztl. Z. 8 (1953) H.1,30

9. HÄUPL,K.: In "Zahnärztlicher Prothetik" Band II von BÖTTGER,H.,HÄUPL,K.,KIRSTEN, H.
   Johann Ambrosius Barth Verlag 1959

10. HERRMANN,W.: Prüfung der Dauerbiegefestigkeit von Prothesenkunststoffen.
ZM 1967, H. 17, 825

11. HERMANN,W. und SCHWICKERATH,H.: Um die Ergänzung der FDI Spezifikation.
ZM. 1967, H.23, 1147

12. HERMANN,D. und KÖRBER,E.: Der Einfluß des Funktionsabdruckes auf die Belastung des Kiefertegumentes.
Dt. zahnärztl. Z. 23 (1968) H.5,534

13. HUPFAUF,G.: Untersuchungen über die Biegefestigkeit an zerbrochenen und nach verschiedensten Methoden reparierten Probestücken aus Kunststoff.
Med. Diss. Mainz 1954

14. JANKE,G.: Die Spritzverfahren zur Herstellung von Kunststoffprothesen.
Dt. zahnärztl. Z. 17 (1962) H. 14, 1057

15. JANKE,G.: In Paul WEIKART, S. 164 Werkstoffkunde für Zahnärzte
Carl Hanser Verlag München 1966

16. JANKE,G.: In EICHNER, K. Seite 86 - 100 Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung.
Berlinische Verlagsanstalt GmbH Berlin West 1967

17. KANTOROWICZ,A.: Zur Statik der partiellen Prothese.
Dt. zahnärzt. Z. (1949) H 3/4, 141

18. KÖRBER,E.: Untersuchungen über die Beziehung von Kaukraft zur Schleimhautresilienz unter Prothesen.
Dt. zahnärztl. Z. 9 (1954) H. 6,348

19. KÖRBER,E. Untersuchungen beim Kauen mit Oberkiefer- Totalprothesen .
Dt. zahnärztl. Z. 20 (1965) H. 3,242

2o. KRAUL,D.: Vergleichende Untersuchungen über die Passgenauigkeit von Prothesenbasen aus Palapress und Paladon nach intermittierender Druckbelastung.

Med. Diss. Marburg 1972

21. LAEIS,M.E.: Der Spritzguss thermoplastischer Massen.

Carl Hanser Verlag München 1959

22. MOVERY,E.W. Dimensional stability of denture base resins.

J. Amer. Dent. Ass. 57, 345, 1958

23. ROHRBACH,Ch.und EICHNER,K.: Messung der Kräfte beim Kauvorgang mit Widerstandsmessdosen von Molarengröße ohne Behinderung der Okklusion und Artikulation.

Dt. zahnärztl. Z. 13 (1958) H. 3,146

24. SCHNELL,H.: Untersuchungen über die Kaukraftgröße bei totalen Unterkieferprothesen.

Dt. zahnärztl. Z. 25 (197o) H.8,829

25. SCHREIBER,S.: Untersuchungen über die Belastbarkeit des Prothesenlagers.

Dt. zahnärztl. Z. 16 (1961) H 1,1o3

26. SCHWICKERATH,H: Die elastischen Eigenschaften der Methacrylate.

Dt. zahnärztl. Z. 16 (1961) H.6,478

27. SCHWICKERATH,H: Stellungnahme zur Prüfung der Dauer - biegefestigkeit von Prothesenkunststoff.

ZM (1967) H. 19,934

28. SCHWICKERATH,H: Zur Dynamik des Zahnersatzes in Abhängigkeit von Konstruktion und Werkstoff.

Dt. zahnärztl. Z. 25 (197o) H. 8,815

29. SPRENG,M.: nachzulesen bei SCHÖN,F.: Moderne Prinzipien des Freiendersatzes.
Dt. zahnärztl. Z. 17 (1962) H.6,429

30. STEIGER,B.: nachzulesen bei SCHÖN,F.: Moderne Prinzipien des Freiendersatzes.
Dt. zahnärztl.Z. 17 (1962) H.6,429

31. UHLIG,H.: Über die Kaukraft
Dt. zahnärztl. Z.8 (1953) H.1,30

32. VOSS,R.: Der Einfluß der Elastizität, besonders der elastischen Nachwirkung der Prothesenwerkstoffe auf das Verhalten der Prothese und des tragenden Gewebes.
Dt. zahnärztl. Z. 12 (1957) H. 21,1474

33. WINDECKER,D.: Messung des durchschnittlichen Kaukraftaufnahmevermögens von Prothesen mittels einer eigenstabilen Kaukraftmessdose.
Dt. zahnärztl. Z. 19 (1964) H. 9, 808

34. WOELFEL,J.B., PFAFFENBERGER,G.C. SWEENY, W.T. Changes in dentures during storage in water andin service.
J. Amer. dent.Ass. 62,6 643-657,1961

Für die Überlassung des Themas und die fachliche Unterstützung bei der Durchführung der vorliegenden Arbeit möchte ich besonders meinem verehrten Lehrer, Herrn Professor Dr. Georg JANKE danken.

Auch gilt mein Dank Frau GEHRKE, Zahntechnikermeisterin an der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Philipps- Universität Marburg, für die freundlichen Anregungen und Hilfen.

Herrn Prof. Dr. H. SCHNELL danke ich für die Übernahme des Correferates.

Ferner möchte ich mich bei Herrn Dr.WIRTZ von der Fa. POLYAPRESS für die Überlassung des Kunststoffs bedanken.

LEBENSLAUF

Am 21.April 1946 wurde ich als Sohn des Zahnarztes Walter Decker und dessen Ehefrau , Gertrud Decker, geborene Müller , in Bruchsal geboren.

Ostern 1953 trat ich in die Volksschule in Gondelsheim ein von der ich 1957 auf das Gymnasium in Bretten überwechselte. Ab 1962 besuchte ich die Jugenddorf Christophorus-Schule in Altensteig und legte dort am 11.Oktober 1966 das Abiturexamen ab.
Am 9. November desselben Jahres wurde ich an der Philipps Universität Marburg immatrikuliert und machte dort auch mein Staatsexamen. Am 19. Dezember 1972 erhielt ich die Bestallung als Zahnarzt.

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren Professoren und Dozenten an der Philipps-Universität Marburg:

AMON, BERNHARDT, DIMROTH, DÖLLE, HAAN, HAMELMANN, HENNIS, HERING, HEUSER, HORT, JANKE, KARLSON, KOCH, KOECKE, KORB, MAHR, MANN, MANNHEIM, NIEMEYER, NÖTH, PANTKE, PETRY, PFÜTZ, RIECKEN, ROHEN, ROSEMANN, RUPEC, SALFELD, SCHIFF, H.F.M. SCHMIDT, SCHNELL, SEIDEL, SIEGERT, STUKE, VOGT, WALCHER, ZILLIKEN.